

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Srovnání optických a ultrazvukových biometrických
metod pro účely výběru nitrooční čočky**
**Measuring the distance from the rear surface of the
cornea lens**

2013

Tomáš Holinka

Zadání bakalářské práce

Student: **Tomáš Holinka**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Srovnání optických a ultrazvukových biometrických metod pro účely
výběru nitrooční čočky
Measuring the Distance from the Rear Surface of the Cornea Lens

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše biometrických metod.
2. Srovnávací analýza optické a ultrazvukové metody.
3. Vyhodnocení výsledků srovnávací analýzy.
4. Návrh metodiky biometrických vyšetření.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ANTON, Milan. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přepr.vyd. Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. 96 s. ISBN 80-7013-402-X.
- [2] KANSKI, Jack J. *Clinical Ophthalmology: A Systematic Approach*. 5th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, c2003. vii, 733 s. ISBN 0-7506-5541-0/0-7506-5542-9.
- [3] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. Praha : Grada Publishing, 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [4] RUTRLE, Miloš. *Přístrojová optika : učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Vyd. 1. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. 189 s. ISBN 80-7013-301-5.
- [5] SACHSENWEGER, Rudolf a Karl MÜTZE. *Oftalmologická optika a nauka o brýlích*. Z něm. orig. Ophthalmologische Optik und Brillenlehre přel. Jan Ondráček 1.české vyd. Praha:Avicenum, 1979. 397 s.


Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013




doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně.

Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 7. 5. 2013

X 

Podpsal(a): Tomáš Holinka

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinovi Augustynkovi za čas, připomínky, konzultace a pomoc během tvorby mé práce.

Dále bych chtěl poděkovat panu Bc. Lukášovi Kolarčíkovi, DiS za užitečné cenné rady během tvorby této práce a taky za zajištění možnosti uskutečnění spolupráce s oční klinikou ve Fakultní nemocnici Ostrava.

V neposlední řadě také děkuji personálu oční kliniky, především zdravotním sestrám, které se podílely na sběru dat.

Abstrakt

V práci je stručně pojednáno o anatomii a optickém systému lidského oka. Jsou, zde stručně uvedeny fyziologické a refrakční vady oka. Také je, zde pojednáno o nemoci zakálení čočky o tzv. kataraktách. Dále jsou uvedeny principy měření biometrie oka a vzorce pro výpočet mohutnosti umělé intraokulární čočky. Praktická část se skládá z popsání postupu měření pomocí dvou biometrických metod, způsobu zápisu dat pro vyhodnocení a vytvoření softwaru pro stanovení správnosti měření a výpočet hodnot umělé nitrooční čočky. V další části je zhodnocení naměřených parametrů a srovnání měření biometrie s jinými zdravotními středisky. Na závěr je navržena zjednodušená metodika měření biometrie oka.

Klíčová slova

Axiální délka oka, katarakta, keratometrie, oko, optická biometrie, ultrazvuková biometrie, umělá nitrooční čočka

Abstract

The paper briefly discusses the anatomy and the optical system of the human eye. Here are briefly mentioned physiological and refractive defect of the eye. Also, is described here the disease clouding of the lens, the so-called cataract. Next they are stated the measurement principles biometry of the eye and the formula for calculating the power of an artificial intraocular lens. The practical part consists of a description of the measurement procedure using two biometric methods, the method of writing data for the evaluation and development of software to determine the accuracy of the measurement and the calculation of intraocular lenses. The next part is the evaluation of measured parameters and biometry measurements compared with other health centers. Finally, the proposed simplified methodology for measuring eye biometrics.

Key words

Axial length of the eye, cataract, keratometry, eye, optical biometry, ultrasound biometry, artificial intraocular lens

Seznam použitých symbolů a zkratek

ACD	hloubka přední komory nebo odhadovaná pooperační hloubka přední komory (anterior chamber depth)
AL	axiální délka oka (axial length)
D	dioptrie (jednotka refrakční mohutnosti)
IOL	umělá nitrooční čočka (intraocular lens)
K	optická lomivost rohovky v dioptriích nebo poloměr zakřivení
LASIK	metoda refrakční chirurgie (Laser-Assisted in Situ Keratomileusis)
LDI	laserová Dopplerova interferometrie (laser Doppler interferometry)
LIB	laserová interferenční biometrie (laser interference biometry)
MMLD	polovodičový diodový laser
OCB	optická koherenční biometrie (optical coherence biometry)
PCI	parciální koherenční interferometrie (partial coherence interferometry)
PC IOL	implantace umělé nitrooční čočky do zadní komory, do kapsuly čočky
PMMA IOL	umělá polymethylmethakrylátová čočka
PRK	fotorefrakční keratektomie (Photorefractive keratectomy)
SPH	koule (sphere)
SRK	Sandersův, Retzlaffův a Kraffův vzorec
UZ	ultrazvuk
WTW	white to white

Seznam tabulek

Tabulka 1: Parametry Gullstrandova schématické oka – hodnoty v závorkách odpovídají maximální akomodaci oka, ostatní hodnoty odpovídají oku neakomodovanému nebo, pokud údaj v závorce chybí, se při akomodaci nemění.....	4
Tabulka 2: Rychlost šíření ultrazvuku v jednotlivých očních partiích.....	14
Tabulka 3: Výběr vhodného vzorce pro výpočet optické mohutnosti IOL	21

Seznam obrázků

Obrázek 1: Horizontální řez pravým okem, AP – přední pól, PP – zadní pól, VA – optická osa	2
Obrázek 2: Gullstrandův model oka	3
Obrázek 3: Rozdělení fyziologických kontrastních vad	5
Obrázek 4: Emetropické a ametropické oko (H je hypermetropie, E je emetropie a M je myopie)	5
Obrázek 5: Rozdělení příčin refrakčních vad	6
Obrázek 6: Digitální zpracování signálu z multielementové sondy	10
Obrázek 7: Zvukový signál dopadá ve správném úhlu, většina signálu je vrácena zpět, vznikají vysoké amplitudy (obrázek nahoře), zvukový signál dopadá ve špatném úhlu, vznik malých amplitud (dolní obrázek)	11
Obrázek 8: Echogram zdravého oka, C ₁ představuje přední plochu rohovky, C ₂ zadní plochu rohovky, L ₁ přední plochu čočky, L ₂ zadní plochu čočky, R označuje retinu, S značí sklěru a O označuje orbitu	12
Obrázek 9: Šipkami jsou vyznačená elektronická měřítka gates, kdy mezi každým párem probíhá měření	13
Obrázek 10: Normální B – scan oka	14
Obrázek 11: A – scan zobrazení normálního oka	15
Obrázek 12: Scan fakického oka vyšetřované imerzní metodou. Amplituda sondy a rohovky je samostatně, nejsou v kontaktu spolu navzájem. Rohovkový vrchol je představován dvěma vrcholy (viz. Šipka), která představuje epitel a endotel. Pokud tyto vrcholy nejsou vysoké, zvukový paprsek neprochází přesně středem vrcholu rohovky a musí se snížit intenzita a najít tyto dva vrcholy	16
Obrázek 13: Schéma Michelsonova interferometru	17
Obrázek 14: Schéma oka a jednotlivých rozhrání, kde n ₁ označuje rohovku, n ₂ čočku, n ₃ sklěru a n ₄ sklivec	18
Obrázek 15: Schéma dvou paprskové parciální koherence interferometru	19
Obrázek 16: Měřicí systém OcuScan TM RxP	22
Obrázek 17: Ukázka naměřených a vytisknutých dat na přístroji OcuScan TM RxP	23
Obrázek 18: Optický biometr IOLMaster	24
Obrázek 19: Ukázka naměřených a vytisknutých dat na přístroji IOLMaster	25

Obrázek 20: Ukázka zapsaných dat ze souboru pacient.xlsx, kvůli ochraně osobních údajů, zde nejsou vyplněné sloupce v první bloku.....	26
Obrázek 21: Úvodní okno programu vytvořeného v matlabu	26
Obrázek 22: Nevyplněné okno vyhodnocení po spuštění	28
Obrázek 23: Blok pacient z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje textová pole a tlačítka ...	28
Obrázek 24: Okno pro výběr souboru. Zobrazen jeden uložený pacient	30
Obrázek 25: Blok parametry z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje textová pole a také tlačítko výpočty	30
Obrázek 26: Blok hodnocení parametrů z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje čtyři grafy a dvě textová pole, pro zobrazení číselné hodnoty rozdílu parametrů	31
Obrázek 27: Blok výpočet z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje tři rozevírací seznamy pro výběr typu biometrie, vzorce a číčky, pro výpočty. Také obsahuje needitovatelná textová pole s vypočtenými hodnotami	33
Obrázek 28: Okna statistika po spuštění a nevybrání souboru	35
Obrázek 29: Blok statistika z programové části okna statistika. Zobrazení dat po načtení souboru pacient.xlsx. Zobrazeny jednotlivé hodnoty a diagramy rozptýlení.....	36
Obrázek 30: Druhá část bloku statistika. Jsou zde zobrazeny tři různé grafy po nahrání dat, pro posouzení rozdílu naměřených axiálních délek očí.....	37
Obrázek 31: Diagramy rozptýlení axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2	39
Obrázek 32: Histogram s proložením axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2	40
Obrázek 33: Sloupcový graf axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2	41
Obrázek 34: Diagram navržené metodiky měření. Červenou šipkou jsou zaznačeny procedury v případě problému naměření, některého z parametrů na daném přístroji	44

Obsah

1	Úvod	1
2	Oko	2
2.1	Anatomie oka	2
2.2	Optický systém lidské oka	2
2.2.1	Optické modely lidského oka	3
2.3	Vady optického systému oka	4
2.3.1	Fyziologické vady	4
2.3.2	Refrakce oka	5
2.3.3	Refrakční vady	6
2.4	Katarakta	6
2.4.1	Změny čočky v průběhu stárnutí	7
2.4.2	Katarakta po traumatu čočky	7
2.4.3	Farmakologicky navozené změny čočky	8
2.4.4	Další příčiny vzniku katarakt	8
2.5	Operace katarakty	9
3	Biometrie oka	10
3.1	Ultrazvuk	10
3.1.1	Zpracování ultrazvukového obrazu	10
3.2	Ultrazvuková biometrie	11
3.2.1	Princip ultrazvukové biometrie	11
3.2.2	A – mód	12
3.2.3	B – mód	14
3.2.4	Způsob měření kontaktní metodou	15
3.2.5	Způsob měření imerzní metodou	15
3.2.6	Chyby měření axiální délky oka	16
3.3	Světlo a interference světla	16
3.3.1	Interference světla	17
3.3.2	Schéma Michelsonova interferometru	17
3.4	Optická biometrie oka	18
3.4.1	Parciální koheretní interferometry	18
3.4.2	Srovnání ultrazvukové a optické biometrie	19
3.5	Výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky	20

3.5.1	Vzorce první generace	20
3.5.2	Vzorce druhé generace	20
3.5.3	Vzorce třetí generace	20
3.5.4	Výběr vhodného vzorce	21
4	Praktická část	22
4.1	Biometrický ultrazvukový měřicí systém OcuScan™ RxP	22
4.1.1	Technické parametry	23
4.1.2	Průběh vyšetření na UZ biometru	23
4.2	Optický biometr IOLMaster	24
4.2.1	Technické parametry	24
4.2.2	Průběh vyšetření na optickém biometru	25
4.3	Návrh metodiky zpracování dat	25
4.4	Software pro výpočet a statistiku naměřených parametrů	26
5	Zhodnocení a zhodnocení výsledků	38
5.1	Srovnání s jinými zdravotními středisky	41
6	Návrh metodiky měření	43
7	Závěr	45

1 Úvod

Biometrie je metoda sloužící k naměření různých parametrů délek oka. Nejčastěji je biometrie spojovaná s operací šedého zákalu neboli katarakty. Katarakta způsobuje poruchu průhlednosti a rozptýl procházejícího světla v čočce. Naměřené hodnoty jsou potřeba k vypočtení dioptrické hodnoty intraokulární čočky (IOL), která se nahrazuje místo zakalené čočky. Vypočtení hodnoty IOL čočky se provádí pomocí různých vzorců.

V této práci budou rozebrány dva nejčastější způsoby měření axiální délky oka. První způsob, který bude popsán, bude akustická biometrie, která využívá odrazu ultrazvukových vln od echogených rozhraní. Ultrazvuková biometrie se dělí na kontaktní (aplační) a imerzní metodu. Druhý způsob měření, který bude popsán, bude optická biometrie, která funguje na principu parciální koherentní interferometrie.

Pro dosažení dobrých pooperačních výsledků je potřeba měřit biometrické hodnoty s velkou přesností. Taky však záleží na kvalitě provedené operace operátorem a na kvalitě intraokulární čočky.

Dobrých výsledků výpočtu dioptrické hodnoty IOL čočky se dosahuje u pacientů s průměrnou axiální délkou oka a průměrnou lomivostí rohovky. Obtížnější je situace u pacientů s velmi krátkým okem (hypermetropové), s krátkým okem a plochou rohovkou, pacienti s příliš dlouhým okem (myopové), s dlouhým okem a strmou rohovkou. Složitější situace také může být u pacientů, kteří podstoupili refrakční zákrok na rohovce před operací katarakty, pacienti s nutností transplantace rohovky při současné operaci katarakty, nebo pacienti při současné operaci katarakty a evakuace silikonového oleje.

Jedním z cílů této práce, která vznikla na základně spolupráce s oční klinikou Fakultní nemocnice Ostrava je porovnání přesnosti výsledků optické biometrie provedené nelékařským zdravotnickým pracovníkem (všeobecnou sestrou) s výsledky ultrazvukové biometrie prováděné zkušeným lékařem (oftalmologem) s pomocí ultrazvukového biometru a zhodnotit potřebu rutinní duplicity měření.

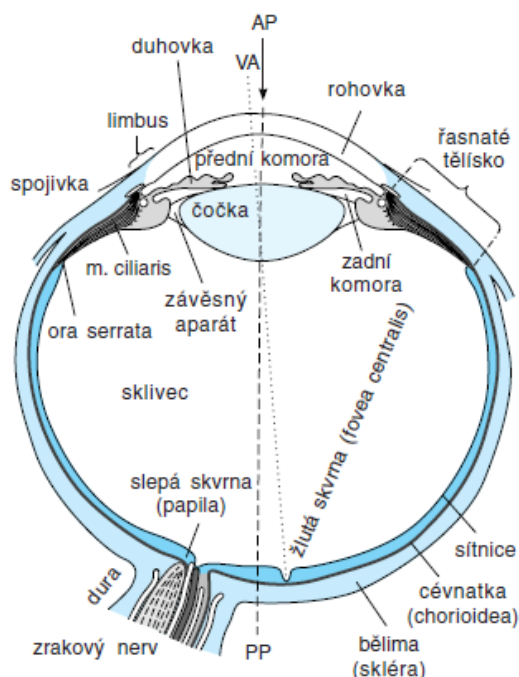
V této práci se bude také porovnávat měření axiální délky oka s jinými zdravotními středisky. Pro oční kliniku je také vytvořen software pro výpočet hodnot umělé nitrooční čočky a pro analýzu správnosti měření. Tato práce je zaměřená na srovnání biometrických metod měření délek oka s pacienty s kataraktou. Budou popsány možnosti používání optické biometrie jiným personálem, než všeobecnými sestrami, např. zda by tato činnost mohla být vykonávána jiným zdravotnickým pracovníkem, než lékařem specialistou.

2 Oko

Oko je složitý smyslový orgán. V každém oku je v ochranném obalu uložená vrstva receptorů, na něž optický systém soustřeďuje světelné paprsky z okolí a systém neuronů, které vedou signály od receptorů do mozku. [4]

2.1 Anatomie oka

Oko je složeno z ochranné vrstvy bulbu, skléry, která vpředu přechází v průhlednou rohovku. Pod sklérou se nachází cévnatka, pigmentová vrstva, obsahující cévy, které vyživují struktury oka. Nervová tkáň, která obsahuje receptorové buňky, se nazývá sítnice. Na vláknech kruhového závěsného aparátu je zavěšena čočka, která má průhledný tvar. Tento aparát se upíná na přední ztlustělou část cévnatky, která se nazývá řasnaté tělísko, to obsahuje kruhová i podélná svalová vlákna. Duhovka je neprůhledná pigmentovaná, barevná část oka a nachází se před čočkou. Duhovka obsahuje cirkulární a radiální svalová vlákna, které mohou zužovat a rozšiřovat zornici. Mezi čočkou a sítnicí je prostor vyplněn čirou rosolovitou tekutinou, která se nazývá sklivce. Komorová voda je čirá tekutina, která se nachází v přední komoře oka. [4]



Obrázek 1: Horizontální řez pravým okem, AP – přední pól, PP – zadní pól, VA – optická osa [4]

2.2 Optický systém lidské oka

Oko představuje konvergentní optický systém z optického hlediska. Zobrazuje vnější předměty na vnitřní vrstvu receptorů citlivých na světlo – sítnici. Optický systém oka se skládá z rohovky, komorové vody, oční čočky a sklivce. Hustě pigmentovaná cévnatka zajišťuje, aby neproniklo do oka

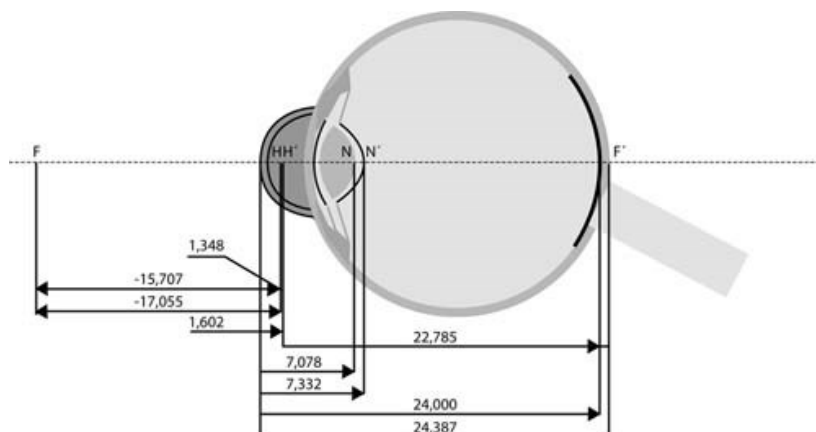
nežádoucí vnější osvětlení. Zornice tvořená kruhovým otvorem v duhovce plní funkci clony. Akomodace, neboli změna optické mohutnosti dioptrického systému oka, umožňuje vytvoření ostrého sítnicového obrazu pozorovaného předmětu v různých vzdálenostech oka. Axiální délka oka měřená od přední plochy rohovky k foveole je u dospělých přibližně 24 mm. Optická mohutnost rohovky má přibližnou hodnotu +42 D a hodnota optické mohutnosti čočky při minimální optické mohutnosti oka je +20 D. Optická osa oka neprotíná sítnici přesně ve foveole, ale obvykle mírně nazálně. Úhel osy vidění je průměrně 5° , je označován α a je to paprsek vedený přes uzlové body do foveoly a optické osy. Osa fixace spojuje fixovaný bod s bodem otáčení oka. Bod otáčení znamená bod v oku, kde se poloha tohoto bodu vzhledem k hlavě nemění při pohybech oka. Nachází se zhruba 14,43 mm za vrcholem rohovky přibližně 1 až 1,5 mm od optické osy směrem ke spánkům. Označovaný úhel γ vzniká sevřením osy fixace a optické osy. [1]

2.2.1 Optické modely lidského oka

Tyto modely jsou sestaveny s průměrných naměřených hodnot skutečných očí. Běžně užívané modely jsou: Gullstrandovo schématické oko, Emsleyova-Graffova modifikace a standartní redukované oko. Tyto modely předpokládají, že lomivé plochy jsou kulové a centrované. Směr chodu světelných paprsků (zleva doprava) je považován za kladný. Konvexní plocha má poloměr zakřivení kladný, konkávní plocha má poloměr křivosti záporný. [1]

2.2.1.1 Gullstrandovo schématické oko

Jedná se o nejpodrobnější optický model oka. Autorem tohoto optického modelu je švédský oftalmolog A. Gullstrand. Předmětové prostředí se uvažuje vzduch o indexu lomu 1. Rohovku vymezuje přední a zadní lomivá plocha. Čočka je tvořená periferní oblastí a jádrem, které je ohraničeno čtyřmi lomivými plochami. Komorová voda a sklivce mají v modelu totožné indexy lomu. Při uvolněné akomodaci je optická mohutnost této dioptrické soustavy +58,64 D a při maximální akomodaci je +70,57 D. V neakomodovaném stavu činí předmětová a ohnisková vzdálenost -17,055 mm a +22,785 mm, při maximální akomodaci je vzdálenost -14,169 mm a +18,030 mm. Poloměry křivosti jednotlivých optických ploch jsou: předmětová ohniska, označují písmeny F a F', hlavní body označující H a H', uzlové body označující N a N'. Na obrázku 2 je zobrazeno schématické znázornění Gullstrandova modelu oka v neakomodovaném stavu a v tabulce 1 jsou parametry Gullstrandova schématického oka. [1]



Obrázek 2: Gullstrandův model oka [1]

Tabulka 1: Parametry Gullstrandova schématické oka – hodnoty v závorkách odpovídají maximální akomodaci oka, ostatní hodnoty odpovídají oku neakomodovanému, nebo pokud údaj v závorce chybí se při akomodaci nemění [1]

	Vzdálenost od vrcholu rohovky (mm)	Poloměr zakřivení (mm)	Index lomu
Přední plocha rohovky	0,000	7,700	-
Rhovka	-	-	1,376
Zadní plocha rohovky	0,500	6,800	
Komorová voda	-	-	1,336
Přední plocha čočky	3,6 (3,2)	10,000 (5,33)	-
Periferie čočky	-	-	1,386
Přední plocha jádra	4,146 (3,8725)	7,911 (2,655)	-
Jádro čočky	-	-	1,406
Zadní plocha jádra čočky	6,665 (6,5275)	-5,760 (-2,655)	-
Zadní plocha čočky	7,200	-6,000 (-5,33)	-
Sklivec	-	-	1,336
Předmětové ohnisko	-15,707 (-12,397)	-	-
Obrazové ohnisko	24,387 (21,016)	-	-
Předmětový hlavní bod	1,348 (1,722)	-	-
Obrazový hlavní bod	1,602 (2,086)	-	-
Předmětový uzlový bod	7,078 (5,633)	-	-
Obrazový uzlový bod	7,332 (5,997)	-	-
Poloha sítnice	24,000	-	-

2.3 Vady optického systému oka

Dioptrický aparát oka je z fyzikálně – optického hlediska nedokonalý. Vykazuje veškeré vady jednoduchého nekorigovaného čočkového systému. Díky fyziologické a psychické kompenzaci vnímáme nedokonalý sítnicový obraz jako přesný a ostrý. Na tomto pochodu má velký podíl především fyziologický kontrast, schopnost akomodace, adaptace a fúze. Vady optického systému oka mohou být rozděleny na fyziologické nebo refrakční vady.

Pro správný výběr umělé nitrooční čočky je zásadní rozdělení emetropie a ametropie. Celkový výsledek však závisí na celé řadě optických vlastností dioptrického aparátu oka. [16]

2.3.1 Fyziologické vady

Difrakce neboli ohyb vlnění je vlastnost, kterou vysvětluje Hyugensův princip. Tento princip předpokládá, že každý bod na vnější vlnoploše je sám zdrojem elementárních vlnoploch, a proto

je možné šíření světla i za roh. Tento jev nastává při průchodu zornici, kde okrajové vlny mají snahu se rozbíhat a na sítnici nevzniká bodové zobrazení předmětu, ale řada koncentrických kruhů

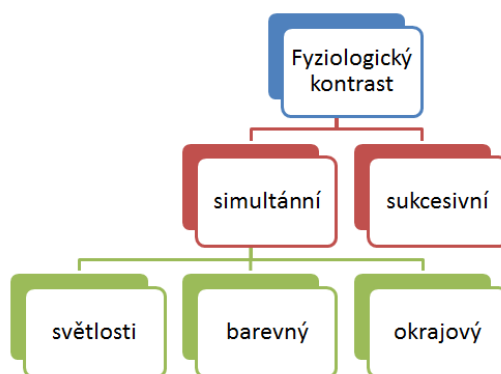
světla s jasnou skvrnou v centru. Průměr skvrny při průměru zorničky 2 mm je 0,01 mm a tato vlastnost představuje hranici přesnosti sítnicového obrazu bez ohledu na dokonalost optického systému.

Disperze je jev, který vzniká při lomu bílého světla. Příčinou vzniku disperze je to, že index lomu je závislý na frekvenci, neboli na vlnové délce jednotlivých složek světla.

Chromatická aberace je jev, kdy krátkovlnné paprsky (fialové) se lámou více než dlouhovlnné (červené světlo). Bílý bod tedy oko nikdy neumí zobrazit jako bod. Pro žluté světlo je oko emetropické, pro modré myopické a pro červené hypermetropické.

Sférická aberace je optická vada, kdy paralelní paprsky se s optickou osou po lomu nesbíhají na kulové ploše do jednoho ohniska. Paprsky na okrajích mají kratší ohniskovou vzdálenost, než centrální, v důsledku toho dochází ke sférické aberaci.

Pomocí fyziologického kontrastu jsme schopni vnímat nedokonalý sítnicový obraz jako ostrý. Simultánní kontrast odstraňuje neostré okraje a přechody svítících ploch a sukcesivní kontrast je vliv vjemu předchozího na vjem současný. Rozdělení fyziologických kontrastních vad je zobrazeno na obrázku 3. [16]

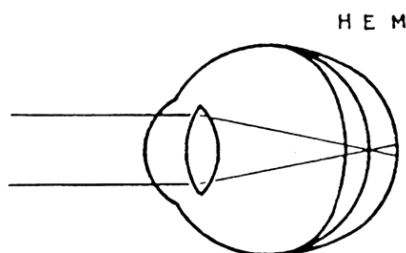


Obrázek 3: Rozdělení fyziologických kontrastních vad [16]

2.3.2 Refrakce oka

Normálně vidící oko označujeme jako emetropické. V akomodačním klidu spojuje paprsky paralelní s optickou osou, po lomu optickými prostředními v co nejmenším kruhu difúze na sítnici. Předpokladem emetropie je vyváženost a dokonalost optického systému oka. Častěji se však objevují ametropie, kdy paralelní paprsky nejsou koncentrovány přesně na sítnici.

U emetropického oka musí být správná relace mezi lomivostí optického systému a délkou oka. U ametropických očí je tento poměr porušen. [1, 16]

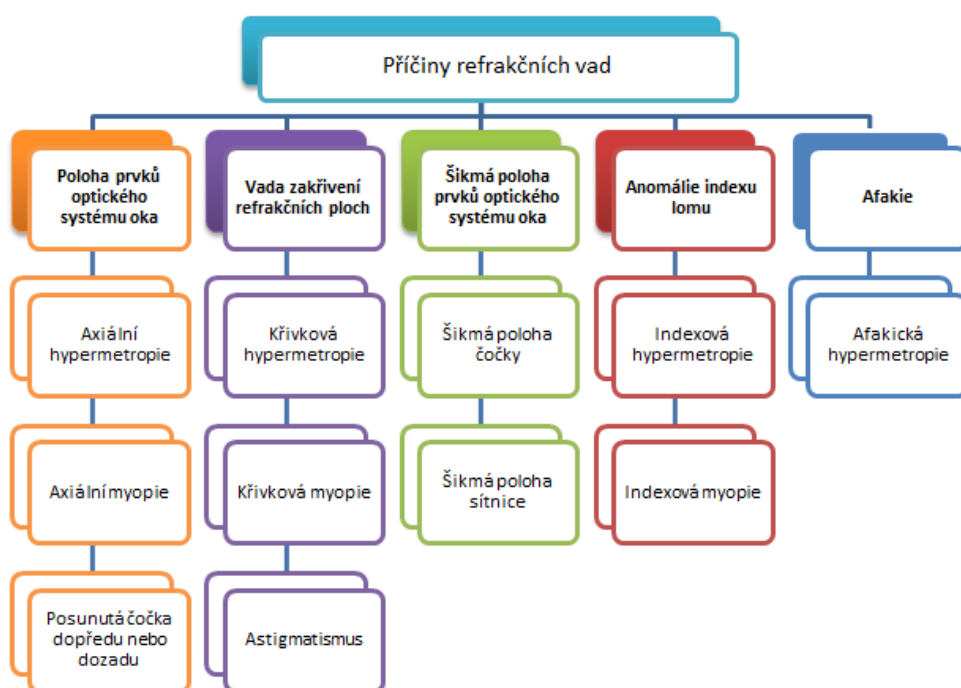


Obrázek 4: Emetropické a ametropické oko (H je hypermetropie, E je emetropie a M je myopie) [16]

2.3.3 Refrakční vady

V případě, že je oko krátké, paprsky rovnoběžně dopadající na rohovku oka v akomodačním klidu tvoří ohnisko za sítnicí a jedná se o dalekozrakost (hypermetropie). V případě dlouhého oka, tvoří rovnoběžně do oka dopadající paprsky v oku, které je v akomodačním klidu, ohnisko před sítnicí a jedná se o krátkozrakost (myopie). Při posunu čočky může také vzniknout ametropie, když je čočka posunutá dopředu vzniká myopie, při posunu dozadu, vzniká hypermetropie. Při malém zakřivení rohovky nebo čočky může vést ke křivkové hypermetropie, naopak při velkém zakřivení rohovky nebo čočky vzniká křivková myopie.

Astigmatismus je refrakční vada asférická, při které rovnoběžné paprsky přicházející k oku nemají v různých meridiánech své ohnisko v téže rovině. Příčinou může být vada zakřivení, nesprávná centrace či index lomu. [1, 3]



Obrázek 5: Rozdělení příčin refrakčních vad [16]

2.4 Katarakta

Jedná se o jakékoliv zkalení v čočce oka, které negativně ovlivňuje vidění. Je nejčastější příčinou slepoty ve světě. Katarakta může vzniknout etiologickými faktory, jako jsou úrazy, záření, metabolické, nutriční pochody a stárnutí. Také může vzniknout v důsledku biochemických změn. Katarakt může být různého typu např. kongenitální, senilní, léková, traumatická atd. [17]

2.4.1 Změny čočky v průběhu stárnutí

Ve věku nad 65 let je určitý stupeň zkalení čočky prokazatelný až u 50 % obyvatelstva a nad 75 let je šedým zákalem postiženo až 70 % obyvatel. Menší míru zkalení jádra čočky a její žlutavé zbarvení však můžeme pozorovat již u mnohem mladších věkových skupin. Je jisté, že patogeneze tvorby katarakty s postupujícím věkem má multifaktoriální charakter a není ještě plně vysvětlen.

Senilní katarakta vzniká po 50-ti letech života, kdy není známa jiná příčina. Pro tvorbu senilních změn jsou typické hlavně chemické změny čočkových proteinů s tvorbou pigmentace, nižší koncentrace draslíku a glutathionu, vyšší koncentrace sodíku, vápníku a zvýšená hydratace čočky. Zvyšuje se hmotnost čočky a její předozadní rozměr spolu s poklesem akomodační schopnosti.

Zadní subkapsulární katarakta. Tento typ katarakty není spojen pouze se senilními změnami, ale může být také následkem traumatu, intraokulárního zánětu, radiačního působení nebo v rámci podávání kortikosteroidů. Pacienti si nejčastěji stěžují na pokles vizu při čtení a pohledu do blízka. Vizus se také zhoršuje ve všech situacích, které vyvolávají zúžení pupily.

Kortikální katarakta. Vyvolává často pocit rozostřeného oslňujícího obrazu při pohledu na intenzivní světelné zdroje s přechodem až k monokulární diplopii. Tento typ katarakty je často oboustranný, ale v různém stupni vývoje na obou očích. Charakteristický biomikroskopický nález představuje tvorbu vakuol a klínovitých zkalení v přední a zadní kortikální vrstvě s bází v periferii čočky. S jejich progresí dochází k homogennímu zkalení kortikálních vrstev čočky.

Nukleární katarakta. Nejčastěji způsobuje obtíže při pohledu do dálky. Biochemické změny zvyšují index lomu a vedou k myopizaci oka. S postupnou progresí dochází k větším poruchám barevného vidění. Biomikroskopicky je v široké mydriáze patrný určitý stupeň zákalu v centrálních vrstvách čočky, který je také dobře patrný při vyvolání červeného reflexu.

Brunescentní katarakta. Souvisí s postupem homogenní sklerotizace jádra čočky. Dochází k zbarvení v odstínech hnědé, které je dobře patrné při biomikroskopii čočky.

Intumescentní katarakta. Při tvorbě kortikální katarakty dochází k hydrataci čočkových vrstev. Vytváří se obraz perleťově lesklého bělavého zákalu.

Maturní katarakta. Je pokročilým stupněm zkalení čočky, které odpovídá tuhé sklerotizaci všech čočkových vrstev. Je charakteristická bílým, matně lesklým vzhledem.

Hypermaturní katarakta. Při pokročilé dlouho trvající tvorbě katarakty dochází k vstřebávání biochemicky změněného kortikálního materiálu. Pouzdro čočky se postupně zmenšuje, až se zřasí. [2,17]

2.4.2 Katarakta po traumatu čočky

Traumatická katarakta může vzniknout po tupém poranění oka, buď jako akutně vzniklá, nebo postupně se vyvíjející. Charakter je většinou rozetovitého zkalení v zadní subkapsulární a kortikální vrstvě. Tento typ může přecházet až k úplnému zkalení čočky nebo může zůstat jako stacionární.

Subluxace a dislokace čočky znamená, že příčinou traumatického poškození ekvatoriálního závěsného aparátu došlo k patologické změně polohy čočky. Čočka může být jakkoliv posunutá. Častěji bývá posunutá do zadní části oka, může být však také posunutá i do přední komory. Důsledek změny polohy čočky je často následovaná tvorba traumatické katarakty a sekundárním glaukomem.

Perforující poranění přední části oka, může také vést k tvorbě katarakty. Může dojít buď o lokální zkalení čočky, nebo častěji o kompletní kataraktu. [2]

2.4.2.1 Poškození zářením

Nejvýraznější vliv na čočku z očních tkání má ionizující záření. Charakteristické rysy jsou okrouhlé opacity pod zadní kapsulou a jemné zákaly vzhledu ptačího pera přední subkapsulární vrstvě.

Infračervené záření zároveň s dlouhodobým působením žáru může vyvolat pravou exfoliaci přední kapsuly, která se stačí do větvenovitého tvaru. Postupně následuje tvorba kortikální katarakty.

Ultrafialové záření při dlouhodobém působení může vyvolat tvorbu kortikální katarakty. [2]

2.4.2.2 Poškození chemikáliemi

Při zasažení chemikáliemi je tvorba katarakty mnohem častější u působení zásad. Penetrace do oka je rychlejší než u kyselin. Způsobují vzestup biochemických změn a pH, které jsou akutně nebo s latencí provázeny zkalením čočky. [2]

2.4.2.3 Intraokulární působení kovů

Výsledkem působení železa v souvislosti s jeho traumatickým vniknutím do oka je sideróza. Čím je úlomek železa uložen k čočce, tím dříve dochází k tvorbě nejčastěji ke kortikální katarakty.

Při intraokulárním poranění s průnikem cizího tělesa tvořené mědi se rozvíjí chalkóza. V přední kapsuli čočky dochází k vytváření hnědých hvězdovitých depozitů pigmentu, někdy se nazývá tento typ katarakty jako slunečnicová. [2]

2.4.2.4 Poškození elektrickým proudem

Dojde-li k zásahu elektrickým proudem, může dojít k tvorbě vakuol, až opacit v přední subkapsulárním kortexu čočky. Tento nálezný může regredovat, ale i pokračovat vývojem celkového zkalení čočky. [2]

2.4.3 Farmakologicky navozené změny čočky

Dlouhodobou léčbou lokálními i celkově podávanými kortikosteroidními preparáty může následovat tvorba zadní subkapsulární katarakty.

Fenothiaziny. Chemické sloučeniny, které jsou obsaženy u psychotropních léků, jako je chlorpromazin a thioridazin, mohou způsobit pigmentovaná depozita v přední části epitelu čočky, obvykle hvězdovitěho tvaru. Většinu případů neomezuje zrakovou ostrost.

Miotika. V přední a zadní subkapsulární vrstvě epitelu mohou způsobit tvorbu vakuol dlouhodobě působící inhibitory cholinesterázy. Změny mohou progredovat v zadní kortikální a nukleární typ katarakty. Většinou nezpůsobí omezení vizu. [2]

2.4.4 Další příčiny vzniku katarakt

Další změny struktury čočky mohou zapříčinit metabolické onemocnění. Jedná se o diabetes mellitus, galaktosemie, hypokalcemie, hepatolentikulární degenerace a také u poruch výživy. Katarakta může také vzniknout při kožním onemocnění, kde u pacientů s rozvinutou atopickou dermatitidou dochází k tvorbě oboustranných subkapsulárních opacit v pupilární oblasti. [2]

2.5 Operace katarakty

Chirurgická léčba katarakty u dospělých osob je dvojího druhu. Prvním způsobem chirurgické léčby je intrakapsulární extrakce. Tato technika spočívá v tom, že se provádí kryoextrakce čočky sondou zavedenou korneosklerálním operačním přístupem k jejímu povrchu. Tím, že se sníží náhle teplota sondy, vytvoří se dočasné namrazení nejbližších částí čočky a to umožní její vynětí z oka. Dnes se tato technika používá výjimečně.

Druhý způsob je extrakapsulární extrakce. U této techniky dochází k vynětí čočky a k zachování převážné části pouzdra čočky. Jsou dvě možnosti vynětí čočky touto metodou, jedná se buď o extrakapsulární extrakci čočky s expresí jádra, nebo extrakapsulární extrakce technikou fakoemulzifikace.

U extrakapsulárních extrakcí čočky s expresí jádra rohovkový nebo korneosklerální řez neotevírá zpočátku přední komoru v plném rozsahu. Zavedením adaptované injekční jehly nebo cystotomu se otevře přední kapsula. Metoda „Can opener kapsulotomie“ je provedena těsně na sebe navazujícími vpichy cystotomu obkružujícími výsek přední kapsuly asi 7 mm v průměru. Technika „Envelope-technika“ vede k vytvoření linie řezu v přední kapsuli, která pak umožní expresi jádra čočky a po výplachu zasunutí umělé implantované čočky. Vytvoření okrouhlého hladkého otvoru se nazývá cirkulární kapsulorexe. Když je vytvořen otvor v přední kapsuli, rozšíří se tento otvor a odstraní se jádro čočky. Odsátí zbytku čočkových hmot je dokončeno irigační-aspirační kanylou. Vak čočky, který tvoří zadní a část přední kapsuly je připraven pro implantaci umělé nitrooční čočky.

Extrakapsulární extrakce technikou fakoemulzifikace využívá možnosti malého řezu. Využívá ultrazvukem ovládanou kanylu, která může provést fragmentaci čočkového jádra a aspiraci takto vzniklých úlomků čočkových hmot. Vytvořením sklerálního tunelu nebo rohovkového řezu v horní části nebo temporální části speciálním instrumentem je umožněn operační přístup. Cirkulární kapsulorexe je nejvhodnější metodou otevření přední kapsuly, protože vytvoří okrouhlý výsek v přední části kapsuly s hladkým okrajem a dobrou mechanickou stabilitou pro další manipulaci s jádrem čočky. Poté následuje hydrodisekce čočky, která vytvoří separaci sklerotického jádra a měkkého kortexu. Extrakce jádra z kapsuly u fakoemulzifikační techniky má řadu modifikací.

Implantace umělých intraokulárních čoček po extrakapsulární extrakci s mechanickou expresí jádra se používá umělé nitrooční čočky s větší optickou částí (6 – 7 mm), po fakoemulzifikaci je optická část menší (5 – 5,5 mm). Pokud je stav zadního pouzdra neumožňuje bezpečné uložení umělé nitrooční čočky za duhovku, volí se implantace do přední komory s vyžitím fixace v komorovém úhlu.

[2]

3 Biometrie oka

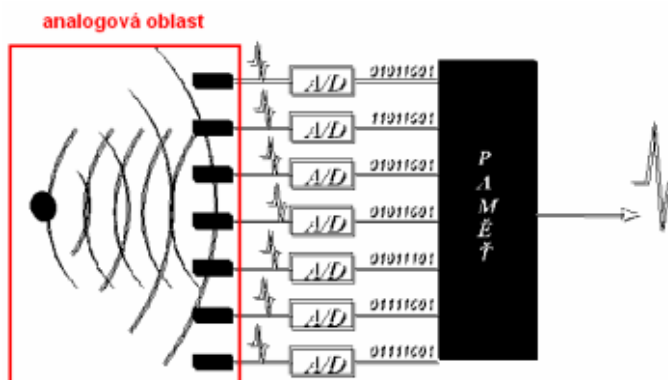
Biometrie oka nám slouží k určení optické mohutnosti implantované čočky. Abychom mohli správně určit mohutnost umělé čočky, používají se přesnější vzorce pro výpočet hodnoty čočky. Do vzorců se dosazují hodnoty, které naměří biometrické přístroje. Většinou tyto přístroje obsahují software, který automaticky vypočte hodnotu IOL. Základní parametry, které měří tyto přístroje, jsou axiální délka oka a optická mohutnost rohovky. Existují dvě metody měření, buď akustickou biometrií nebo optickou biometrií. [1]

3.1 Ultrazvuk

Jedná se o mechanické kmity, které mají vyšší frekvenci než je horní frekvenční mez lidského ucha, která je 20 kHz, takže jej neslyšíme. Ultrazvuk používaný pro diagnostické účely pracuje s vysokými frekvencí v megahertzové oblasti. V pružném prostředí se ultrazvukové kmity šíří vlněním. Ultrazvuk v kostech se šíří příčným vlněním, v měkkých tkáních a tekutinách se ultrazvukové vlny šíří podélným vlněním. Nejdůležitější parametry z akustického hlediska jsou: rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí (fázová rychlost), útlum a akustická impedance. Odražením ultrazvukových signálů od tkáňových rozhraní je získávána po zachycení, zpracování a zobrazení diagnostická informace. [10]

3.1.1 Zpracování ultrazvukového obrazu

Ultrasonografy zpracovávají zachycené signály pomocí počítačové technologie. Část, která je analogová tvoří pouze detekční systém tj. vznik ultrazvukového signálu elektrickým buzením piezoelektrického měniče, zachycení jeho odrazu a přeměna na elektrický signál. Poté následuje analogově digitální převodník, který převede elektrický signál do číselné podoby. V této podobě je dále zpracováván. Výhodou je možnost naprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (preprocessing) a dodatečně upravovat zachycený obraz (postprocessing). Data je možno ukládat na další paměťová média. [10]



Obrázek 6: Digitální zpracování signálu z multielementové sondy [10]

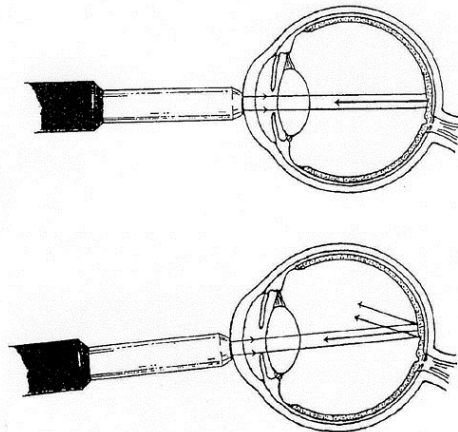
3.2 Ultrazvuková biometrie

V oftalmologii většina A-scan a B-scan ultrazvukových sond používá frekvenci přibližně 10 MHz. Rychlost zvuku je závislá zcela na hustotě média, přes které projde. Zvuk se pohybuje rychleji v pevných prostředích než v kapalných prostředích. Oko se skládá z obou prostředí. V A-scan biometrii zvuk prochází přes pevnou rohovku, komorovou vodu, pevnou čočkou, sklivcem, cévnatku, scleru a orbitální tkáni, proto se neustále mění rychlost. Rychlost zvuku přes rohovku a čočku je 1641 m/s, rychlost v komorové vodě a sklivci je 1532 m/s. Průměrný rychlost před fakické oči je 1550 m/s, afa-kické 1532 m/s a průměrný rychlost u pseudofakických očí je 1532 m/s plus korekční faktor pro nitro-oční čočky (IOL) materiálu. [9]

3.2.1 Princip ultrazvukové biometrie

Ultrazvuková biometrie používá pulzní systém, kde se přemění elektrický impuls na akustický impuls a obráceně. Tento proces se děje přes piezoelektrický měnič, pracuje zároveň jako přijímač a vysílač. Vysílač nejdříve vyšle signál na jedné frekvenci, poté je několik mikrosekund pauza, kdy dochází k vracení ech a signál může být převeden na amplitudy na displeji. Nastavení zesílení v decibelech (dB) ovlivňuje zesílení a rozlišení amplitud.

Sonda se přikládá na rohovku. Je-li sonda držena ve správné poloze zorné osy pro příjem ech zpět do sondy, je výsledný echogram zobrazen správně s vysokými amplitudami. V případě špatného nasměrování sondy je část ech odkloněna při odrazu špatným směrem pryč od sondy a obdržíme slabší signál s malými amplitudami.



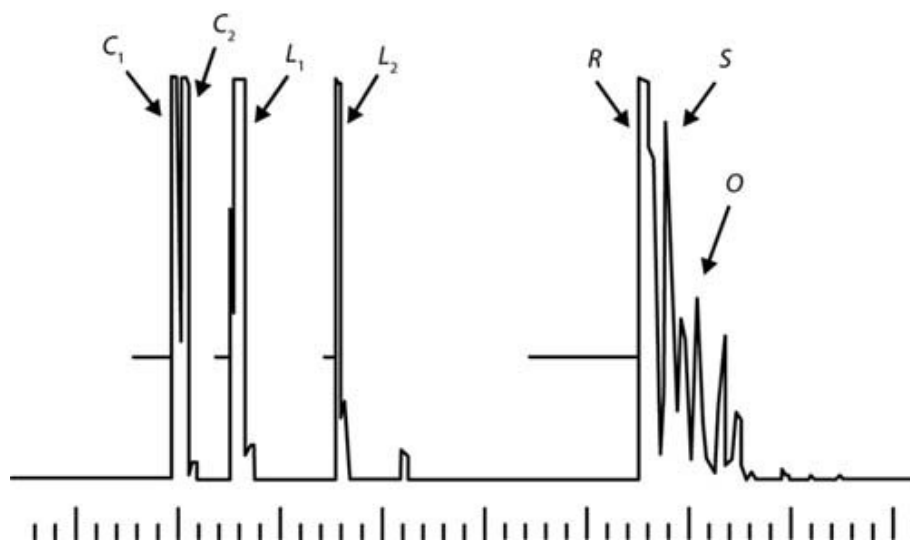
Obrázek 7: Zvukový signál dopadá ve správném úhlu, většina signálu je vrácena zpět, vznikají vysoké amplitudy (obrázek nahoře), zvukový signál dopadá ve špatném úhlu, vznik malých amplitud (dolní obrázek) [9]

Tvar a hladkost každého rozhraní ovlivňuje návrat odraženého signálu. Při hladkém povrchu makuly je signál odrážen zpět k sondě. Při nerovnosti povrchu rozhraní se část signálu odrazí pryč např. při makulárnímu edému, kdy je povrch makuly vypouklý. [9]

3.2.2 A – mód

Jedná se o jednorozměrné, lineární zobrazení pro měření axiální délky oka. Označuje se jako A-scan (A – amplitude modulated).

V A-scan biometrii je vyzařován jeden tenký paralelní paprsek od vstupu sondy v dané frekvenci přibližně 10 MHz. Tento paprsek se odráží od echogenních rozhrání zpět do sondy. Rozhraní je hranice mezi dvěma různými prostředními hustot a rychlosti médií. Jedná se o rozhraní: rohovka/komorová voda, komorová voda/čočka, čočka/sklivec, sklivec/sítnice, skléra/retrobulbární tkáň. Čím je silnější rozdíl dvou médií na každém rozhraní, tím je silnější echo a výška amplitudy. Jestli je rozdíl prostředí malý, pak je echo slabé a výška amplitudy je malá.



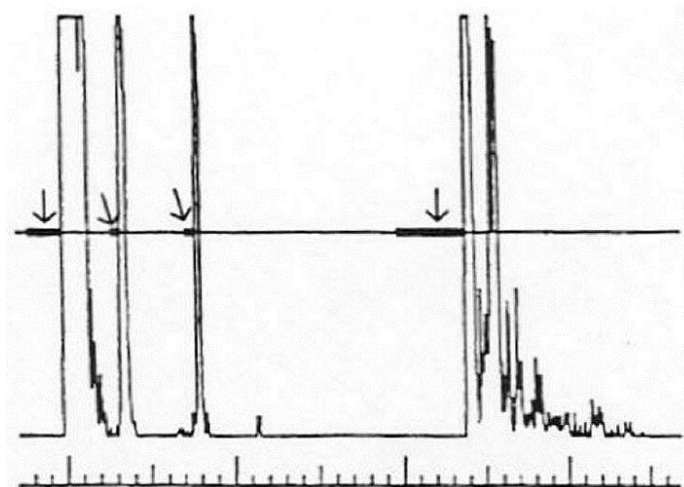
Obrázek 8: Echogram zdravého oka, C_1 představuje přední plochu rohovky, C_2 zadní plochu rohovky, L_1 přední plochu čočky, L_2 zadní plochu čočky, R označuje retinu, S značí skléru a O označuje orbitu [1]

Nastavení zesílení na ultrazvukovém biometru se měří v decibelech, ovlivňuje zobrazení a zesílení zobrazovaných amplitud. Při nejvyšším zesílení, jsou maximalizované výšky amplitud, to umožňuje zobrazení slabších signálů, ale je zhoršené rozlišení. Při zeslabení zesílení jsou amplitudy nižší, což eliminuje slabší signály, ale je zlepšeno rozlišení.

Rozlišení je definováno jako schopnost zobrazit dvě rozhraní ležící v těsné blízkosti vedle sebe (např. rozhraní sítnice a sclery). Při velkém zesílení se sítnice a sclera může jevit jako jedna amplituda se širokým hrotem a plochým vrcholem. Při snížení zesílení, by se měly objevit dva samostatné hroty pro sítnici a scleru. Pacienti s hustou kataraktou potřebují hodnotu zesílení větší, protože dochází v čočce k větší absorpci zvuku. U afakického oka je potřebné menší zesílení, aby se zabránilo sloučení amplitud sítnice a sclery. Jednotlivá nastavení zesílení se mění u pacientů v závislosti na hustotě katarakty.

Gates jsou elektronické posuvné měřítka na obrazovce monitoru, která měří mezi dvěma body. Biometry jsou navrženy tak, aby měření probíhalo vždy mezi dvěma značkami. Na obrázku 9 jsou zobrazeny šipkami elektronická měřítka gates. Gates by měly být dobře viditelné na echogramu a měly by být správně zarovnané podle správného hrotu. Jestli není zarovnání správné, měření délky oka je

chybné. Biometr automaticky umísťuje gates na to, čo považuje za amplitudu rohovky, predné plochy čočky, zadné plochy čočky a sítnici. Vzdálenosť medzi každou dvojici gates je mierená v danej rýchlosti pre každé prostredie.



Obrázek 9: Šípkami jsou vyznačená elektronická měřítka gates, kdy mezi každým párem probíhá měření [9]

Ultrazvuk měří, jak dlouho trvá cesta zvuku z jednoho místa do druhého. Vzorec je vzdálenost = rychlost x čas, tento vzorec je naprogramovat na biometrech pro výpočet vzdálenosti mezi každou dvojicí gates. Vzorec je podělen dvěma, protože echo musí dorazit zpět do sondy. Pro měření vzdálenosti jsou na výběr režimy měření pro fackické, afackické, pseudofackické oči. Je to z důvodu různých rychlostí mezi jednotlivými páry gates pro dané typy očí.

Ve fackickém režimu jsou většinou přístroje naprogramovány pro měření prvním párem gates pomocí rychlosti 1532 m/s při průchodu přes přední komoru, mezi druhým a třetím gates je rychlost 1641 m/s, kde tato rychlost je při průchodu čočkou a mezi třetí a čtvrtým gatsem je použitá rychlost 1532 m/s, jde o rychlost ve sklivci. Nejpresnější je měřit každou z těchto tří částí oka individuálně pro správnou rychlost zvuku a pak vypočítat celkovou délku oka. Jestli je gates umístěn špatně, pak bude celková délka oka vypočtená chybně. Správně umístěny gates je na vzestupném okraji vhodné amplitudy.

Při nastavení na fackický průměr, jsou přítomné pouze dva gates seřazeny podle povrchu rohovky a povrchu sítnice, celé oko se měří na průměrné rychlosti 1550 m/s, což vede k chybě měření, když je oko krátké nebo dlouhé.

Při afackickém režimu jsou zobrazeny pouze dva gates u příslušných korneálních a retinálních povrchů, biometr v tomto nastavení vypočítává vzdálenost při rychlosti 1535 m/s (rychlost komorové vody a sklivce).

Pro pseudofackický režim je délka oka vypočítávaná pomocí rychlosti 1532 m/s pro komorovou vodu, sklivce a přidáním korekčního faktoru pro implantovaný materiál. Přístroje mohou disponovat různými nastaveními pseudofackických módů, ale také mohou obsahovat pouze jeden pseudofackický mód, který lze použít pro přesné měření jen pro PMMA IOL. Mohou se používat automatické režimy, které však zvyšují riziko chyb, protože zachycují nekvalitní skeny.

Biometry jsou naprogramované tak, aby zachytili jakékoliv hroty a amplitudy, které spadají do daného rozsahu. Někdy je preferováno ruční nastavení, ve kterém vyšetřující stlačí nožní vypínač v době kdy je zobrazen sken v momentě nejvyšší kvality. [9]

Tabulka 2: Rychlost šíření ultrazvuku v jednotlivých očních partiích [1]

Oční struktura	Rychlost šíření
Rohovka	1620
Komorová voda, sklivec	1532
Čočka	1641
Nukleární katarakta	1610
Kapsulární opacity	1670
Intumescentní katarakta	1590
Silikonový olej	1040
IOL silikonová	980-1090
IOL PMMA	2780
IOL akrylátová	2180

3.2.3 B – mód

B – scan pochází z anglického výrazu „Brightness modulated“ a poskytuje dvojrozměrný obraz vyšetřované oblasti. Podává informace o poloze, tvaru a velikosti patologické léze. B – scan ultrazvuk je užitečný pro vizualizaci nitroočních struktur, když přímá vizualizace je obtížná nebo nemožná (otoky víček, zákaly rohovky atd.). V těchto případech může diagnostický B – scan ultrazvuk poskytnout přesný obraz o nitrooční struktuře pro diagnostické účely.

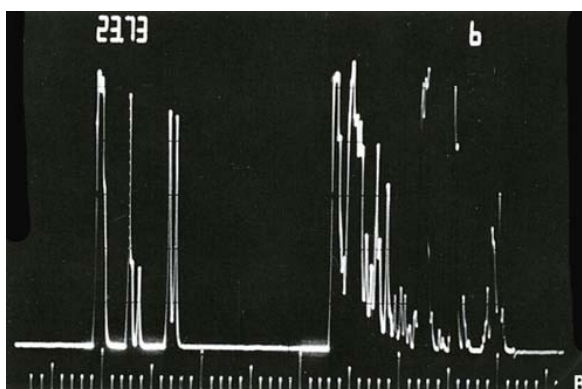
V B – scan ultrasonografii, je oscilační zvuk vyzařovaný paprskem, procházejícím okem a zobrazován průřezem tkáně, ozvěny, které jsou reprezentovány jako množství bodů, které dohromady tvoří obraz na obrazovce. Čím je echo silnější, tím je jasnější bod. Můžeme zobrazit obraz buď dynamicky, kdy je možné plynule sledovat dynamiku vyšetřovaných struktur, nebo statický, kdy je statický obraz řezem vyšetřované oblasti v rovině, která je určena jednak osou ultrazvukového svazku a jednak směrem pohybu sondy. Umožňuje rozlišit jednotlivá tkáňová rozhraní, ale i struktury tkání s podobnými akustickými vlastnostmi. [1, 8]



Obrázek 10: Normální B – scan oka [1]

3.2.4 Způsob měření kontaktní metodou

Kontaktní neboli aplanační metoda je prováděná jemným umístěním sondy na vrchol rohovky a řízením zvukového paprsku po směrové ose. Na rohovku se kápnou anestetika pro místní znecitlivění. Tato metoda se provádí buď v sedě, nebo v leže. Pacient fixuje oči pohledem vzhůru. Po naměření prvních hodnot se přerušuje kontakt sondy s rohovkou a pacient několikrát zamrká. Následně se změří několik dalších výsledků, naměřené hodnoty by se od sebe neměly lišit o více než 0,3 mm. [11]

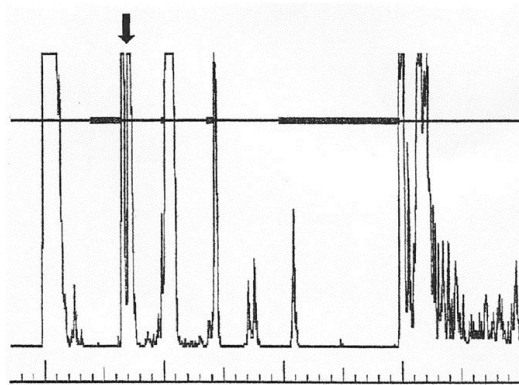


Obrázek 11: A – scan zobrazení normálního oka [1]

3.2.5 Způsob měření imerzní metodou

Imerzní metoda biometrie se provádí tak, že se mezi pacientovy oční víčka umístí sklerální komůrka, která se naplní fyziologickým roztokem. Do tohoto roztoku se ponoří sonda, nesmí však dojít ke kontaktu sondy s rohovkou. Tato metoda je přesnější, než kontaktní metoda a to proto, že je zabráněno kompresi rohovky. Oči, které jsou měřené imerzní metodou, jsou v průměru o 0,1 až 0,3 mm delší než u kontaktní metody. Na displeji biometrických přístrojích se bude zobrazovat 6 amplitud u fakického pacienta, protože sonda a rohovka jsou navzájem v kontaktu a proto se zobrazí odděleně.

Některé přístroje však posunou tuto amplitudu natolik do leva, že není na displeji zobrazena a je zobrazeno pouze 5 amplitud, které představují rohovku, přední část čočky, zadní část čočky, sítnici a čočku. Výhodou je také zobrazení dvou vrcholů na amplitudě rohovky, které vznikají díky epitelu a endotelu. Nejsou-li stejně vysoké tyto hroty, znamená to, že vrcholem rohovky neprochází správně ultrazvukový paprsek a není tím pádem rovnoběžný s optickou osou. Jedná se o rychlejší vyšetření touto metodou, než kontaktní metodou. [9]



Obrázek 12: Scan fakického oka vyšetřované imerzní metodou. Amplituda sondy a rohovky je samostatně, nejsou v kontaktu spolu navzájem. Rohovkový vrchol je představován dvěma vrcholy (viz. Šipka), která představuje epitel a endotel. Pokud tyto vrcholy nejsou vysoké, zvukový paprsek neprochází přesně středem vrcholu rohovky a musí se snížit intenzita a najít tyto dva vrcholy [9]

3.2.6 Chyby měření axiální délky oka

Je důležité, aby se axiální délka oka měřili co nejpřesněji. Chyba 0,1 mm v průměrné délce oka má za následek 0,25 dioptrií (D) pooperační refrakční vady. Chyba 0,5 mm má za následek přibližně 1,25 D refrakční vady a chyba 1,0 mm může mít za následek pooperační refrakci 2,50 D. Oči, které jsou dlouhé jsou shovívavější, s chybou 1,0 mm v oku dlouhém 30 mm je pooperační chyba asi 1,75 D. Krátké oči jsou méně tolerantní, chyba 1,0 mm u oka, které je 22,0 mm dlouhé, bude mít za následek pooperační chybu 3,75 D. V případě malé chyby v měření, jako je například malé stlačení rohovky, bude pooperační chyba na stranu myopie. Jestli naměří vyšetřující oko nesprávně dlouhé, což se může stát v případě, kdy paprsek není kolmý na sítnici, bude pooperační chyba v refrakci ve směru hypermetropie.

Průměrná axiální délka oka je 23,5 mm s rozsahem 22,0 – 24,5 mm. Obecně platí, že čím je oko menší, tím větší hypermetropická refrakční vada a čím delší oko, tím více krátkozraké refrakce. Pacient, který je myopický, nemusí mít dlouhé oko, ale může mít strmě zakřivenou rohovku a pacient, který je hypermetropický může mít místo krátkého oka ploché zakřivení rohovky.

Průměrná hloubka přední komory je 3,24 mm, ale značně se liší. Pokud se naměří mělká přední komora, provede se vyšetření pro klinické srovnání tohoto nálezu. Průměrná tloušťka čočky je 4,63 mm, ale ta se také liší. Při kataraktě může čočka narůst až na 7,0 mm v extrémních případech.

Průměrná hodnota keratometrického měření je 43,0 – 44,0 D. Typicky se jedno oko od druhého neliší dioptrickou hodnotou. V případě, že je rozdíl dioptrické hodnoty jednoho oka od druhého větší než 1, je nutné hledat příčinu tohoto rozdílu. Jako příčina rozdílu může, být třeba transplantace rohovky, zranění rohovky s výsledkem jizvy na rohovce. [9, 13]

3.3 Světlo a interference světla

Světlo je elektromagnetické vlnění o vlnové délce 390 nm (světlo fialové) až 790 nm (světlo červené) se schopností vyvolat v lidském oku světelný vjem. Ve vakuu se šíří rychlost $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (mezní rychlost). V látkovém prostředí je rychlost světla vždy menší. Vlnění o nižších vlnových

délkách se nazývá ultrafialové záření a o vyšších vlnových délkách záření infračervené. Do vlnové teorie spadá interference světla. [9]

3.3.1 Interference světla

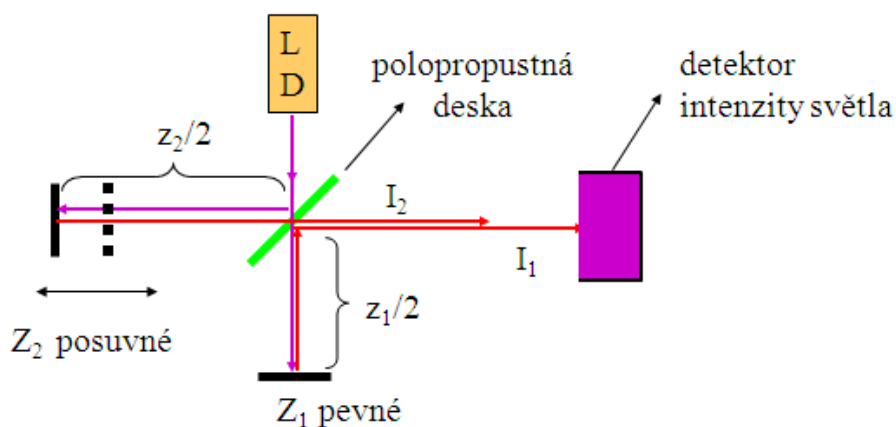
Interference světla dokazuje jeho vlnové vlastnosti. Dospěje-li do určitého místa více mechanických vlnění, dochází ke skládání – interferenci vlnění. Pozorovatelná interference u světla nastává, když je splněna podmínka koherence světelného vlnění. Koherentní jsou světelná vlnění, která mají stejnou frekvenci a jejichž fázový rozdíl je v daném bodě s časem neměnný. Koherence lze dosáhnout například při rozdělení světelného paprsku (vlnění) z jediného zdroje na paprsky dva (např. odrazem). [9]

3.3.2 Schéma Michelsonova interferometru

Ze zdroje vychází monochromatický paprsek světla, kde část tohoto paprsku projde polopropustnou deskou, na zrcadle Z1 se zpět odrazí k desce, kde dojde k dalšímu odrazu a vzniká paprsek I1, který směřuje do detektoru světla. Druhá část paprsku se na polopropustné desce odrazí a dopadá na posuvné zrcadlo Z2. Na posuvném zrcadle Z2 se světlo odrazí a projde polopropustnou deskou. Takhle vznikne paprsek o intenzitě I2. Posuvným zrcadlem lze dosáhnout toho, aby vzdálenosti obou zrcadel nebyly od polopropustné desky stejné a mohli pozorovat interferenční obrazec. Kdyby byly vzdálenosti obou zrcadel stejné, byly by dráhy paprsků stejné, a tím by se paprsky pouze zesílili. [7]

Fázový rozdíl mezi nimi je:

$$\varphi = \frac{2\pi(Z_2 - Z_1)}{\lambda} \quad 1$$

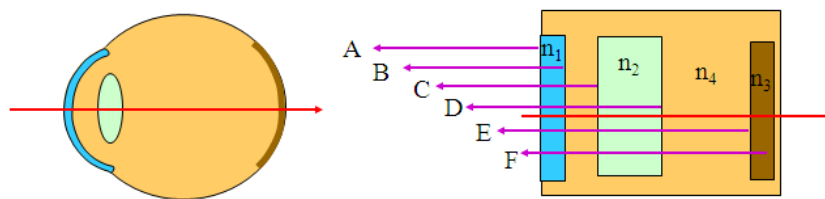


Obrázek 13: Schéma Michelsonova interferometru [7]

3.4 Optická biometrie oka

Optická koherentní biometrie, která se také někdy nazývá parciální koherentní interferometrie (PCI), laserová interferenční biometrie (LIB) nebo laserová Dopplerová interferometrie (LDI), je inovativní optická metoda pro měření axiální délky oka, keratometrie, pachymetrie, hloubky přední komory, ale také tloušťky čočky. Využívá se infračervené světlo o vyšší vlnové délce (820 nm) a novější algoritmy průměrování, zvýšila se tím možnost měřit i oči se zadní miskovitou kataraktou. OCB se používá jako alternativa k ultrazvukové biometrii. Měření probíhá bezkontaktně, což je pro pacienty více vyhovující, než kontaktní metoda u ultrazvukové biometrie. Přístroje obsahují software, který umožňuje vypočtení mohutnosti nitrooční čočky podle různých vzorců.

Při tomto způsobu měření se využívá interference paprsku odrážených na jednotlivých optických rozhraních. Tyto přístroje se skládají z Michelsonova interferometru, který má zdroj světla o malé koherenční délce, konfokální optiky s detektorem světla v ohnisku a počítače, ten řídí posuv volného zrcadla interferometru a současně vypočítává viditelnost interference v závislosti na posuvu. Následně proběhne analýza, která poskytne hodnoty tlouštěk jednotlivých vrstev. Předpokladem je, že se jedná o vrstvy o minimálně rozptylující světelný paprsek a také o vrstvy o známém indexu lomu. [7]



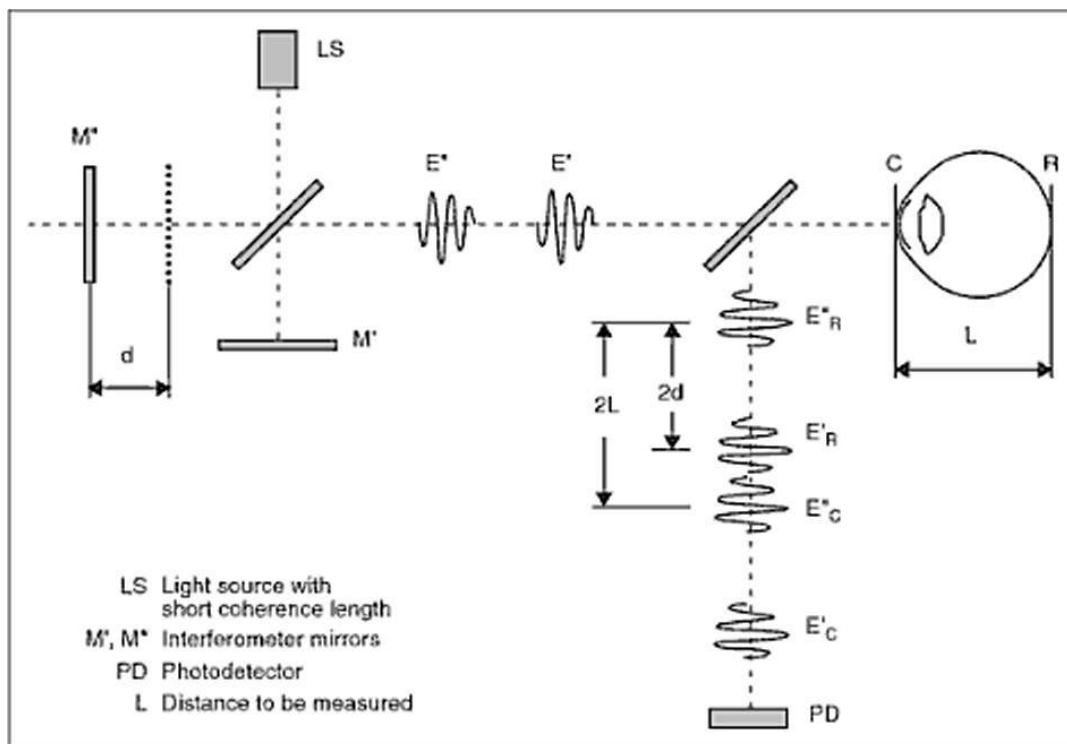
Obrázek 14: Schéma oka a jednotlivých rozhraní, kde n_1 označuje rohovku, n_2 čočku, n_3 skléru a n_4 sklivec [7]

Paprsky se na každém rozhraní odrážejí a jsou mezi nimi různé dráhové rozdíly. Všechny paprsky mohou navzájem interferovat, pokud posuv Michelsonův interferometru vykompenzuje dráhový rozdíl. Na grafu viditelnosti pro 6 paprsků se objeví až 15 maxim. Souvislost s tloušťkou rohovky, čočky nebo sítnice musí proběhnout analýza založené na znalosti příslušných indexů lomu a koherentní délky. Maximální hodnota viditelnosti příslušného maxima závisí na intenzitě interferujících paprsků a ta zase závisí na odrazivosti příslušných optických rozhraní. [7]

3.4.1 Parciální koherentní interferometry

Princip je následující: Používá se laserová dioda, která je součástí Michelsonova interferometru, která emituje infračervené světlo o vlnové délce (780 nm) s velmi krátkou koherentní délkou, přibližně 130 μm . Světlo je rozděleno pomocí interferometru na dva paprsky s rozdílnými délkami optické dráhy. Tyto dva paprsky se odráží od rohovky a sítnice, k interferenci dochází, pokud je rozdíl délek optických drah mezi oběma paprsky menší než koherentní délka. Pomocí detektoru je snímána výsledná intenzita a zaznamenána se jako funkce polohy posuvného zrcadla. Polohu zrcadla určí velmi

přesně, proto je tato technika přesná. Optické měření je necitlivé vůči podélným pohybům oka, protože jsou použity souosé paprsky. Starší přístroje pro měření axiální délky oka, byly nedokonalé, nebylo možné měřit tloušťku čočky, protože tyto biometry používaly průměrný refrakční index rohovky, komorové vody, čočky a sklivce s cílem převést naměřenou délku optické osy do geometrické délky oka. Také byl neměnný průměrný index lomu a to bez ohledu na hustotu šedého zákalu. Nové biometry však s těmito parametry počítají a umožňují různá nastavení. [6, 11]



Obrázek 15: Schéma dvou paprskové parciální koherence interferometru [6]

3.4.2 Srovnání ultrazvukové a optické biometrie

Mezi výhody optické biometrie patří především to, že se vyšetřované osoby nedotýkáme, protože se jedná o nekontaktní metodu. Tím je podstatně sníženo riziko infekce a zároveň je optická biometrie komfortnější pro pacienta, než ultrazvuková biometrie. Optická biometrie je lehce použitelná a se správně zaškoleným personálem, by mohli měření provádět i lidé, s menší zdravotnickou kvalifikací. Doba měření je kratší, než u UZ metody, pohybuje se kolem 0,3 – 0,4 sekund a je vhodná pro děti a pacienty, kteří hůře spolupracují. Hlavní výhodou optické biometrie je umožnění měření očí se silikonovou výplní po vitreoretinálních operacích a také myopických očí se zadní stafylomem, kde optická osa se liší od osy vidění.

Nevýhodou optické biometrie je především neschopnost změření axiální délky oka při neprůchodnosti media, které vzniká při hustém šedém zákalu, krvácení do sklivce, jizvy na rohovce nebo retinální ztlustění makuly. V takových případech je nutno naměřit parametry na UZ biometrii. [11]

3.5 Výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky

Pro výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky jsou nutné matematické vzorce, do kterých jsou dosazovány naměřené biometrické hodnoty. Tyto vzorce mají určit optickou mohutnost IOL čočky tak, aby se po implantaci této čočky po operaci katarakty dosáhlo emetropie. Emetropie vyjadřuje optimální stav, ke kterému se v průběhu od první operace implantace IOL čočky přibližujeme. [1]

3.5.1 Vzorce první generace

Vzorce originální neboli první generace dělíme na teoretické a regresivní. Teoretické vycházejí z rovnic pro optiku zjednodušeného modelu oka. Předpokládají také nezávislost hloubku přední komory na axiální délce oka. Tyto vzorce jsou dost nepřesné z důvodu zjednodušení modelu oka.

Přesnost vzorců zvýšila regresivní analýza, která je statistickou metodou pro zkoumání vztahů mezi více proměnnými. Podle regresivní analýzy se nazývají jako regresivní vzorce. Zjišťuje se příčinný vliv jedné měřené veličiny na druhou tak, aby se dalo předpovídat jednu proměnnou z jiných naměřených proměnných veličin. Tato metoda se hodí pro určování správné mohutnosti čočky před operací. Aby se tato metoda mohla použít pro modifikaci vzorců pro výpočet mohutnosti implantované čočky, musí se zhodnotit dosažené výsledky a dát je do vztahů s měřenými a vypočítanými veličinami. Aby byly výsledky co nejpřesnější, upraví se na základě zkoumání vzorec, tak aby dosahované výsledky byly co nejpřesnější. Upravené vzorce obsahují konstanty, které jsou určeny regresivní analýzou. [1]

Sandersův-Retzlaffův-Kraffův vzorec (SRK) má tři konstanty A, B a C. A je určována podle použité čočky, B má hodnotu -2,5 a C má hodnotu -0,9.

Vzorec SRK pro určení umělé implantované čočky P je:

$$P = A - (2,5 \cdot \text{axiální délka oka v mm}) - (0,9 \cdot \text{keratometrie v dioptriích}) \quad 2$$

3.5.2 Vzorce druhé generace

Vzorce modifikované druhé generace jsou čistě empirické. Vznikly za snahy korigovat nepřesné výpočty pro oči s dlouhou a krátkou axiální délkou. Hloubka přední komory (ACD), již není brána jako konstanta, ale závisí na délce oka. Vzorec SRK byl upraven na vzorec SRK II, který koriguje konstantu A podle axiální délky oka. Konstanta A se může taky upravovat podle výsledků jednotlivých chirurgů, je tedy personalizována. Další možností personalizace vzorce je zavedení chirurgického faktoru (S), který závisí na operační technice, použité čočce a je vzdálenosti mezi přední plochou implantované čočky a duhovkou. [1]

3.5.3 Vzorce třetí generace

Vzorce třetí generace kombinují optické rovnice s empirií. Hodnotu ACD upravují nejen podle axiální délky oka, ale i podle zakřivení rohovky. Do této generace patří Holladayovy, Hoffer Q, modifikace SRK/T a Haigisovy vzorec. Tyto vzorce obsahují faktory, které je možno personalizovat a optimalizovat podle chirurgické techniky, typu čočky a měřících přístrojů. Zlepšení přesnosti u hyperme-

tropických očí přináší metoda Holladay 2, kde se pracuje s rozměrem rohovky white-to-white, průměrem rohovky, hloubkou přední komory, tloušťky čočky, věkem nemocného, hodnotou předoperační vady a plánovanou pooperační refrakční vadou. [1]

3.5.4 Výběr vhodného vzorce

Všechny moderní vzorce dávají pro axiální délku oka od 22 – 26 mm a centrální korneální mohutnosti od 40 – 47 D přesné výsledky. Současné vzorce umožní dosáhnout v 90% žádanou refrakci $\pm 1D$

u vzorce SRK/T. Výběr vhodného vzorce v tabulce 3 je doporučen na základě zhodnocení výsledků u očí různé axiální délky. Tyto vzorce jsou ve většině případů v současné době v softwaru biometrických přístrojů.

U pacientů po refrakčním chirurgickém zákroku na rohovce se používá speciálních výpočtů, které se také používají u polypseudofakia a pro výpočet fakické nitrooční čočky. Zvláštní pozornost má zde výpočet umělé nitrooční čočky u dětí, s použitím hypermetropizace podle věku pacienta. Někteří pacienti chtějí být po operaci lehce krátkozrací, místo emetropie. [1]

Tabulka 3: Výběr vhodného vzorce pro výpočet optické mohutnosti IOL [1]

axiální délka oka	mm	vhodný vzorec
krátká	20,00 – 21,99	Haigis, Holladay 2, Hoffer Q
průměrná	22,00 – 25,99	Holladay 1, SRK/T, Hoffer Q
středně dlouhá	26,00 – 28,00	Holladay 2, SRK/T
dlouhá	28,00 – 30,00	Holladay 2, Holladay 1

4 Praktická část

Měření parametrů pro výběr umělé nitrooční čočky se provádělo u pacientů se šedým zákallem, podstupující operační zákrok metodou implantace PC IOL. Měření probíhalo ve Fakultní nemocnici Ostrava, v oční klinice v období od prosince roku 2012 do března roku 2013. Mezi pacienty bylo celkově 85 osob, z toho 33 mužů a 52 žen.

4.1 Biometrický ultrazvukový měřicí systém OcuScanTM RxP

Měření ultrazvukové biometrie prováděl zkušený oftalmolog s minimální dvouletou rutinní praxí s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem OcuScanTM RxP. Jedná se o oftalmologický ultrazvukový systém, který poskytuje vysoce kvalitní měření oka v jednoduchém formátu. Přístroj umožňuje použití pro aplikace A – scan biometrie a pachymetrie.

Biometrie měří osovou délku oka. Systém dosazuje do různých vzorců pro výpočet dioptrické síly nitrooční umělé čočky, která má být implantována pacientovi, naměřené hodnoty osové délky (AL) a hodnoty keratometrie (K). K dispozici je pro výpočet dioptrické síly IOL několik předdefinovaných vzorců – Holladay, Hofer Q, SRK II, SRK/T, Haigis a volitelné.

Pachymetrie měří tloušťku rohovky v jednom nebo více bodech. Toto měření se zpravidla provádí současně s měřením biometrie, nebo před refrakční operací jako je LASIK nebo PRK.

Přístroj umožňuje měřit jak kontaktní metodou, tak metodou imerzní.

Výsledky bylo možné buď vytisknout na vestavěné termotiskárně, nebo mohly být výsledky uloženy pod jménem pacienta na paměťovou kartu a také bylo možné odeslání do vzdáleného PC pro prohlížení, nebo archivování.



Obrázek 16: Měřicí systém OcuScanTM RxP [15]

4.1.1 Technické parametry

Integrovaný displej je technologie SVGA s rozlišením 800x600. Frekvence sondy má frekvenci 10 MHz (+/- 1 MHz). Teoretická přesnost je +/- 0,05 mm a klinická přesnost je +/- 0,1 mm. Rozsah axiální délky je 15 – 39 mm. Nastavitelné zesílení může být v rozmezí 40 až 80 dB. Přístroj umožňuje uložit 5 lékařských nastavení a až 10 záznamů měření pro obě oči. Tyto záznamy obsahují údaje o axiální délce oka, standartní odchylce, tloušťce čočky, hloubce přední komory a sklivce. Přístroj pracuje se 4 měřicími kolmicemi (gates).

Přístroj pracuje s indexem lomu 1,3375 pouze u vzorce Haigis je možnost tento index lomu změnit v rozmezí 1,3315 – 1,3380.

Povolené rozsahy pro parametry jsou, pro K1 28 až 62 D, K2 28 až 68 D, AL 15 až 39 mm, SPH – 15 až + 15 D, CYL – 15 až + 15 D, V 0 až 30 mm, IOL – 50 až + 50 D.

Pro jednotlivá média přední komory, čočky a sklivce, lze nastavit rychlost ultrazvuku ve fakickém oku. Volitelná rychlost u přední komory je v rozmezí 1400 až 2000 m/s (přednastavení má hodnotu 1532 m/s), čočky 900 až 2750 m/s (přednastavení 1641 m/s), sklivec 300 až 3000 m/s (přednastavení 1532 m/s).

Lze také nastavit pro měření odpovídající režim pro fakické a pseudofakické oči.

4.1.2 Průběh vyšetření na UZ biometru

Pacient se posadí na židli. Lékař na přístroji vybere možnost výběru biometrie a začne vyplňovat údaje. Vyplní jméno pacienta, jeho identifikační číslo, zvolí se přednastavení (nastavuje se, dle potřeby), zadají se pacientovy hodnoty pro obě oči (keratometrie) a stiskne se šipka, kde se objeví obrazovka pro biometrické měření. Scan může probíhat buď manuálně, automaticky, nebo super automaticky. Povrch oka je před měřením znecitlivěn topickými anestetiky ve formě kapek. Poté vyzve lékař vyšetřovanou osobu, aby fixovala pohledem na určitý bod oči.

Po změření se objeví detailní tabulka všech deseti měření obou očí. Na základě zvoleného vzorce se zobrazí odpovídající dioptrické síly IOL. Následně je zobrazeno srovnání výpočtů IOL, pro všech pět vzorců a tři zvolené IOL.

Po naměření vhodných výsledků si lékař zvolí vytisknutí výsledků.

The screenshot displays the OcuScan RxP software interface. It is divided into several sections:

- Patient:** Fields for Name, ID, and Type (Phakic).
- AC:** 3.28
- AL:** 25.92
- K1:** 42.75
- K2:** 45.00
- AVG K:** 43.88
- Settings:** Preset: CONTACT, Operator: Operator 1, Target Ametropia: 0.0

Below these are three columns for IOL calculations, labeled 1st, 2nd, and 3rd:

- 1st:** IOL: 4 ZA9003, Formula: SRK-T, A: 119.10, Emmetropia: 13.34. A table shows IOL Power vs Refraction for powers from 11.50 to 15.50.
- 2nd:** IOL: 2 Softec, Formula: SRK-T, A: 118.00, Emmetropia: 12.53. A table shows IOL Power vs Refraction for powers from 10.50 to 14.50.
- 3rd:** IOL: 5 SN60AT, Formula: SRK-T, A: 118.40, Emmetropia: 12.82. A table shows IOL Power vs Refraction for powers from 11.00 to 15.00.

Obrázek 17: Ukázka naměřených a vytisknutých dat na přístroji OcuScanTM RxP

4.2 Optický biometr IOLMaster

Přístroj je výhradně určen k měření axiální délky, zakřivení rohovky, hloubky přední komory a umožňuje určovat další funkce. Z naměřených hodnot vypočítává hodnoty intraokulárních čoček. Všechny měření jsou bezkontaktní.

Měření na přístroji IOLMaster prováděla všeobecná sestra s oprávněním k výkonu povolání, bez odborného dozoru po zaškolení v rozsahu 2 hodin a dvouměsíční rutinní praxí s přístrojem.

Měření axiální délky oka je založeno na Parciální koherenční interferometrii (PCI). Zakřivení rohovky je stanoveno měřením délky mezi optickými sekcemi krystalické čočky a rohovkou prostřednictvím laterálního šterbinového osvětlení.

Měřicí postupy jsou automatizovány, od operátora se vyžaduje nastavit pacientovou hlavu správně na podstavec přístroje a sdělit pacientovi informace o spolupráci při vyšetření např. o sledování značek.



Obrázek 18: Optický biometr IOLMaster [14]

4.2.1 Technické parametry

Osvětlení okolí pro určení WTW je zdroj světla LED dioda s vlnovou délkou 880 nm. Pro měření axiální délky oka je zdrojem polovodičový diodový laser (MMLD) s vlnovou délkou 780 nm. Počet možných jednotlivých měření pro jedno oko je 20. Fixační světlo pro keratometr, pro měření hloubky přední komory a pro stanovení WTW je typu LED s vlnovou délkou 590 nm. Osvětlení pro keratometrické měření je zdrojem světla LED dioda s vlnovou délkou 880 nm.

Měřicí rozsah pro axiální délku oka je 14 až 40 mm s rozlišením 0,01 mm. Keratometrie má měřicí rozsah v rozmezí plochy 5 až 10 mm a měření hloubky přední komory má rozmezí plochy 1,5 až 6,5 mm s rozlišením displeje 0,01 mm. Přídavná funkce white – to – white je měřitelná v rozsahu 8 až 16 mm s rozlišením displeje 0,1 mm.

Na přístroji lze měřit v režimu kromě fakických očí také měřit v režimu, afakických, pseudofakických očí.

4.2.2 Průběh vyšetření na optickém biometru

Pacient se usadí na židli a operátor (všeobecná sestra) si zvolí na přístroji obrazovku pro zadávání údajů o pacientovi a vyplní ji. Poté vyzve pacienta, aby položil hlavu na podstavec hlavy, kde se fixuje hlava, aby při měření nedošlo k pohybům a tím, ke špatným výsledkům měření. Pacient fixuje oči pohledem na červené fixační světlo. Operátor přejde do režimu měření axiální délky oka a zahájí měření. Po změření axiální délky oka si operátor zvolí režim keratometrie, změří zakřivení rohovky. Následně aktivuje režim po změření hloubky přední komory a změří tento parametr. Poté se aktivuje výpočet IOL a výsledky se vytisknout na externí tiskárně připojené k přístroji.

Přístroj obsahuje přídatnou funkci white – to –white (WTW). Umožňuje také kromě tisku výsledky, které byly dosud naměřeny export dat, nebo můžou být data uloženy na CD disk či USB flash disk.

Důležité je, aby měl pacient správně nastavenou hlavu na podstavci přístroje a také, aby pacient sledoval fixační značky. Také je důležité odpovídající osvětlení místnosti s tlumeným světlem a vyloučení světelného zdroje za zády pacienta z důvodů možného vzniku odlesku.

Preoperative Data:				Target Ref.: plano opt. ACD: 3.30 mm		<div>OD</div> <div>right</div>	
AL: 25.92 mm (SD = 0.03 mm, SNR = 5.0)				Visual Acuity: Refraction: Eye Status: phakic			
R1: 7.86 mm / 42.94 D @ 22°							
R2: 7.52 mm / 44.88 D @ 112°							
SE: 43.91 D							
Cyl.: -1.94 D @ 22°							
R: 7.69 mm (SD = 0.01 mm)							
SA60AT-ULIB		SA60AT		Tecnis CL		ZA9003	
A Const: 118.8		A Const: 118.4		A Const: 118.7		A Const: 119.1	
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)
14.5	-0.91	14.5	-1.13	14.5	-0.97	15.0	-1.08
14.0	-0.59	14.0	-0.79	14.0	-0.64	14.5	-0.75
13.5	-0.26	13.5	-0.46	13.5	-0.31	14.0	-0.43
13.0	0.06	13.0	-0.13	13.0	0.01	13.5	-0.11
12.5	0.38	12.5	0.20	12.5	0.33	13.0	0.20
12.0	0.69	12.0	0.52	12.0	0.65	12.5	0.51
11.5	1.00	11.5	0.84	11.5	0.96	12.0	0.82
Emme. IOL: 13.09		Emme. IOL: 12.80		Emme. IOL: 13.02		Emme. IOL: 13.32	

Obrázek 19: Ukázka naměřených a vytisknutých dat na přístroji IOLMaster

4.3 Návrh metodiky zpracování dat

Naměřená data z optické biometrie a keratometrie byla získána postupně po naměření pacientů v podobě vytištěných kopií naměřených dat. Naměřené parametry z ultrazvukové biometrie byly získány přístupem do kartotéky a následným vyhledáním potřebných údajů v patientských kartách.

Naměřené údaje byly postupně zapisovány do souboru, vytvořeném v programu MS Excel. Na obrázku 20 je zobrazena ukázka zapsaných dat. První blok obsahuje patientské údaje (jméno, příjmení, rok narození), druhý blok naměřené parametry optickým biometrem, keratometrem, ultrazvukovým biometrem (R1, R2, AL), ve třetím bloku jsou znázorněny rozdíly naměřených parametrů a ve čtvrtém bloku je znázorněno, zda je velikost rozdílu axiální délky v pořádku. Dále je možnost doplnit doplňující údaje.

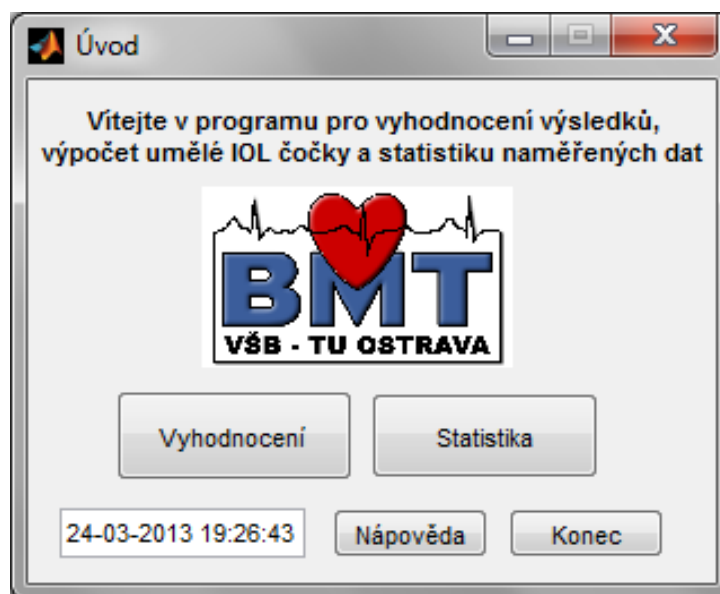
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1	ID	JMÉNO	PŘÍMENÍ	ROK NAROZENÍ	R1 - OP. B.	R2 - OP. B.	R1 - KER.	R2 - KER.	AX. OP. B.	UZ. OP. B.	R1 ROZDÍL	R2 ROZDÍL	AX. ROZDÍL	AX. HODNOCENÍ	Oko	POZNÁMKA	DATUM
2	1				45,36	46,23	45,25	45,75	22,43	22,41	0,11	0,48	0,02	V POŘÁDKU	right		26.11.2012.
3	2				45,24	45,92	45	46,25	22,17	22,12	0,24	0,33	0,05	V POŘÁDKU	right		26.11.2012.
4	3				45,42	46,04	45,25	46,25	22,03	21,96	0,17	0,21	0,07	V POŘÁDKU	left		26.11.2012.
5	4				43,21	44,58	43	44,25	22,37	22,38	0,21	0,33	0,01	V POŘÁDKU	right		26.11.2012.
6	5				43,38	43,95	43,25	44	22,53	22,55	0,13	0,05	0,02	V POŘÁDKU	left		26.11.2012.
7	6				45	46,23	45	45,75	21,55	21,51	0	0,48	0,04	V POŘÁDKU	right		26.11.2012.
8	7				45	46,11	44,75	45,75	21,4	21,35	0,25	0,36	0,05	V POŘÁDKU	left		26.11.2012.
9	8				41,31	41,67	41,5	41,75	22,98	22,93	0,19	0,08	0,05	V POŘÁDKU	right		26.11.2012.

Obrázek 20: Ukázka zapsaných dat ze souboru pacient.xlsx, kvůli ochraně osobních údajů, zde nejsou vyplněné sloupce v první bloku.

4.4 Software pro výpočet a statistiku naměřených parametrů

Program pro vyhodnocení naměřených parametrů, výpočet umělé nitrooční čočky a statistiku je vytvořen v programu Matlab a programovém prostředí GUI. Program je rozdělen na dvě hlavní části. V první hlavní části „vyhodnocení“ se provádí podle zadaných naměřených parametrů na optické a ultrazvukovém biometru hodnocení, zda jsou rozdíly v naměřených parametru vyhovující nebo ne. Tato část také obsahuje, kalkulačku pro výpočet hodnot umělé nitrooční čočky podle zadaných parametrů. V druhé části programu „statistika“ se hodnotí ze zapsaných dat, z určitého počtu souboru pacientů velikost rozdílu parametrů naměřených na optickém a ultrazvukovém biometru. Jsou zde zobrazeny různé grafy a číselně znázorněny maximální, minimální a průměrné odchylky.

Spuštěním ikony z plochy dojde k zapnutí programu a dojde ke spuštění úvodního okna, které je znázorněno na obrázku 21. V úvodním okně si uživatel vybere mezi možností pro vyhodnocení naměřených výsledků a výpočtem umělé nitrooční čočky nebo statistikou ze souboru uloženého ve formátu *.xlsx. Také je v tomto úvodním okně, možnost nápovědy a ukončení programu. Ve spodním levém rohu je zobrazeno datum a čas.



Obrázek 21: Úvodní okno programu vytvořeného v matlabu

Kliknutím na tlačítko vyhodnocení dojde ke spuštění okna vyhodnocení a výpočet IOL z naměřených hodnot, příkazem `run`. Po otevření tohoto okna dojde k zavření okna úvod příkazem `close`.

```
run VypocetniOkno
close Úvod
```

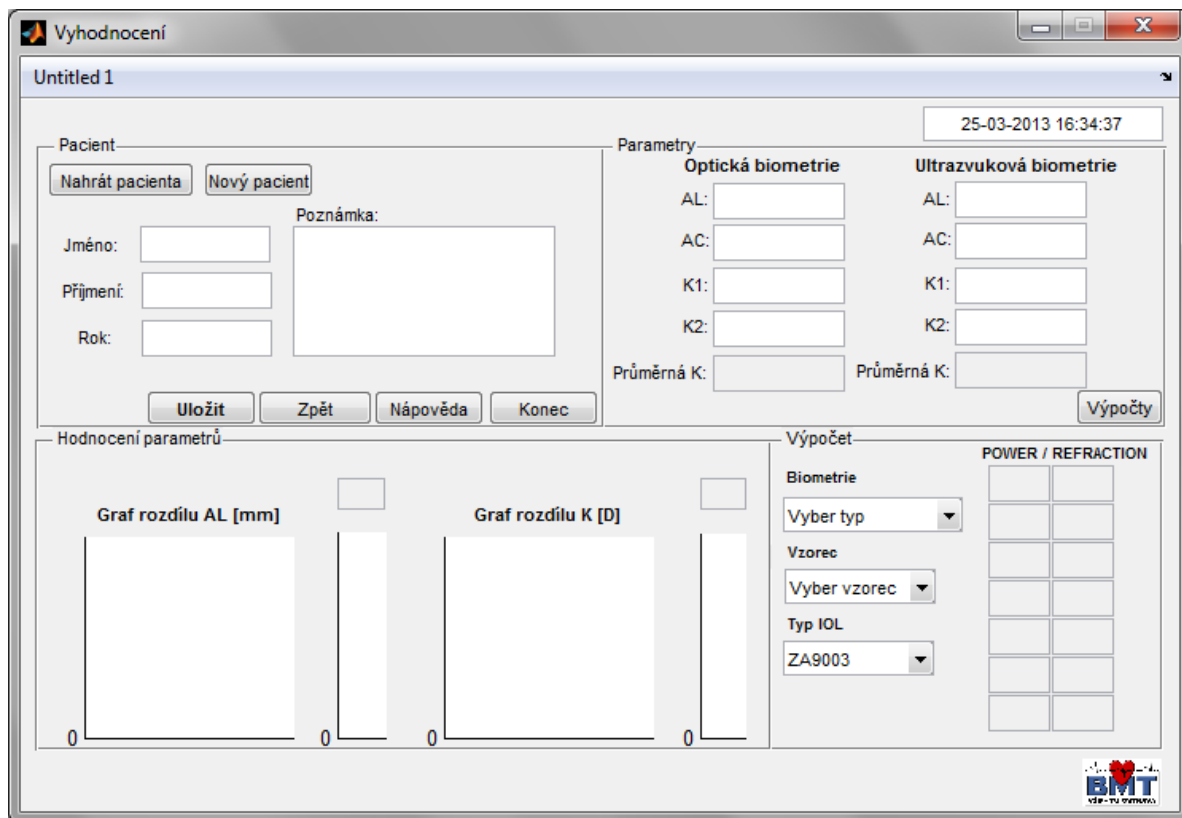
Při kliknutí na tlačítko nápověda se spustí funkce „*nápověda*“ a zobrazí se nové okno s textovou nápovědou. Příkazem `figure` se vytvoří nové okno. Definuje se velikost okna, jméno, barva a velikost. Do proměnné „*napovedaData*“ se importuje text ze souboru „*napoveda.txt*“, který je obsažený ve složce a ve kterém je text nápovědy. Rovněž se pro text definuje pozice, barva a zarovnání. Do proměnné názvu „*butt1*“ se definuje tlačítko, které po stisku zavře okno nápovědy.

```
f = figure;
set(f,'NumberTitle','off','Name','Nápověda','ToolBar','none','MenuBar','none','Position',[230 75 545 453], 'Color',[1,1,1]);
napovedaData = importdata('napoveda.txt');
text1 = uicontrol('Style','Text','Position',[10 70 530 380],...
'BackgroundColor',[1,1,1],'string',napovedaData,'HorizontalAlignment','left');
butt1 = uicontrol('Style','Pushbutton','Position',[225 10 100 40],'String','Zavřít nápově-
du','Callback','close');
```

Funkce `logo` nahrává z hlavní složky programu obrázek „*BMT.png*“ a zobrazuje tento obrázek na požadovaném místě. Do proměnné „*S*“ se načte obrázek a příkazem „`imshow`“ se zobrazí.

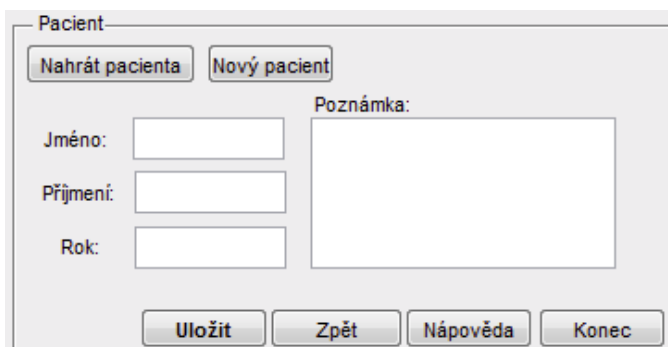
```
function logo_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
S = imread('BMT.png');
imshow(S)
```

Programová část pro zhodnocení a vypočtení hodnot umělé nitrooční čočky podle naměřených parametrů. Program slouží pro posouzení správnosti naměřených hodnot na optické biometrii a ultrazvukové biometrii. Hodnotí se naměřená axiální délka oka a keratometrie. Optický biometr měří axiální délku oka a keratometrii samostatně. Ultrazvukový biometr měří axiální délku oka, ale hodnoty keratometrie se dosazují z jiného přístroje, který měří keratometrii. V další části programu „*vyhodnocení*“, lze stanovit hodnotu umělé nitrooční čočky, podle naměřených údajů. Na obrázku 22 je zobrazeno okno po spuštění a bez vyplnění údajů.



Obrázek 22: Nevyplněné okno vyhodnocení po spuštění

Část „*pacient*“ zobrazená na obrázku 23 obsahuje na výběr, nahrání již vytvořeného pacienta (tlačítko nahrát pacient) nebo vytvoření nového pacienta (tlačítko nový pacient). Stiskem tlačítka „uložit“ se vytvoří nový soubor ve formátu Příjmení_Jméno_Rok_Datum_Čas.mat (příjmení, jméno a rok se zjistí z textových polí) a informace zapsané do textových polí jméno, příjmení, rok, AL, AC, K1 a K2 se do tohoto souboru, také uloží. Tlačítkem „nový pacient“ dojde k vymazání veškerých údajů předchozího pacienta pro vytvoření nového pacienta. Tlačítko „zpět“ aktivuje úvodní okno a zavře stávající okno vyhodnocení.



Obrázek 23: Blok pacient z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje textová pole a tlačítka

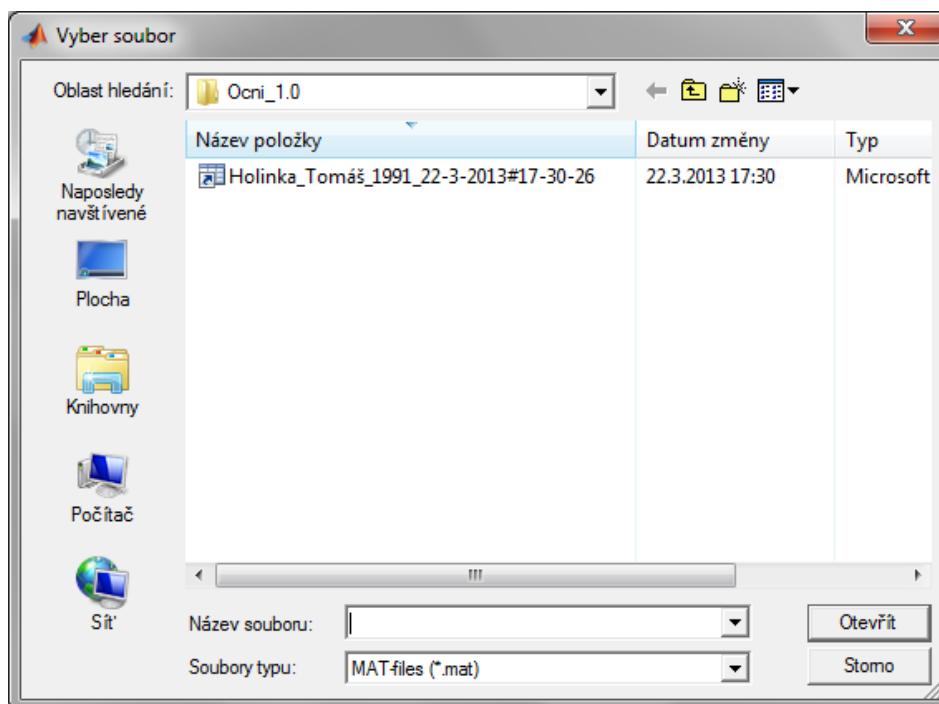
Kliknutím na tlačítko „uložit“ se aktivuje funkce „savedata“ a uloží se veškeré údaje zapsané v „editboxu“. Do proměnné „patientJmeno“ se uloží textový řetězec z „editboxu jmenopatientuloz“. Do proměnné „a“ se načte datum a čas, převede se na vektor a zaokrouhlí směrem k nule.

Do proměnné „NazevSouboru“ se ukládá pojmenování souboru pomocí různých proměnných. Proměnná „soub“ obsahuje informace pro název souboru a začlenění aktuálního času a data do názvu souboru. Příkaz „save“ uloží soubor podle názvu, který je daný proměnnou „soub“, uloží data, která jsou určená k uložení, a na konci je definován formát, ve kterém se soubor má uložit.

```
pacientJmeno = get(handles.jmenopacientuloz,'String');
pacientJmenocele = [pacientJmeno, ' '];
a=clock;
abstime =a;
t = fix(abstime);
NazevSouboru= [ pacientPrijmeni, '_', pacientJmeno, '_', pacientRok, ' _%d-%d-%d#%d-%d-%d.mat'];
soub=sprintf(NazevSouboru, t(3),t(2),t(1),t(4),t(5),t(6));
save(soub, 'a12', 'b2','g2','h2','j2','k2','l2','m2','pacientJmenocele', 'pacientPrijmenicele','pacientRokcele','pacientPoznamkacele', '-mat')
```

Při kliknutí na tlačítko „*nahrát pacienta*“ se aktivuje funkce „loaddata“ a otevře se standartní dialogové okno pro výběr souborů. Soubory se ukládají ve formátu *.mat a při výběru souboru je přednastaven výběr pouze těchto souborů. Do proměnné „filename1“ se načte název souboru a úplná cesta k souboru. Do proměnné „name“ se uloží název a do proměnné „m“ se importují data. Proběhne procedura nahrání dat do matlabu pomocí následujících příkazů. Do proměnné „pacientJmeno2“ se z dat načtených v matlabu pod názvem „m.pacientJmeno“ vybere první řádek a následně je text pomocí příkazu „set“ zobrazen v „editboxu jmenopacientuloz“. String znamená textový řetězec.

```
global Name;
[FileName,PathName] = uigetfile({'*.mat'},'Vyber soubor');
filename1 = strcat(PathName, FileName);
Name = FileName;
m = importdata(filename1);
vars = fieldnames(m);
for i = 1:length(vars)
    assignin('base', vars{i}, m.(vars{i}));
end
pacientJmeno2 = m.pacientJmenocele(1,:);
set(handles.jmenopacientuloz,'String', pacientJmeno2);
```

Obrázek 24: Okno pro výběr souboru. Zobrazen jeden uložený pacient

Část „*parametry*“ obsahuje editovatelná textová pole pro zadání axiální délky oka (AL), hloubku přední komory oka (AC), zakřivení rohovky oka (K1), zakřivení rohovky oka (K2) a needitovatelné textové pole, ve kterém dojde k vypočtení průměrné hodnoty zakřivení rohovky (K) pomocí hodnot zadaných v textových polích K1 a K2. Hodnoty se zadávají z optického biometru a z ultrazvukového biometru, kde hodnoty zakřivení rohovky se zadávají z keratometru, a to z toho důvodu, že ultrazvukový biometr, neměří zakřivení rohovky. Část „*parametry*“ také obsahuje tlačítko „*výpočty*“, stiskem tohoto tlačítka dojde k vypočtení rozdílu naměřených parametrů v části okna „*hodnocení parametrů*“.

Parametry	
Optická biometrie	Ultrazvuková biometrie
AL: <input type="text"/>	AL: <input type="text"/>
AC: <input type="text"/>	AC: <input type="text"/>
K1: <input type="text"/>	K1: <input type="text"/>
K2: <input type="text"/>	K2: <input type="text"/>
Průměrná K: <input type="text"/>	Průměrná K: <input type="text"/>
<input type="button" value="Výpočty"/>	

Obrázek 25: Blok parametry z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje textová pole a také tlačítko výpočty

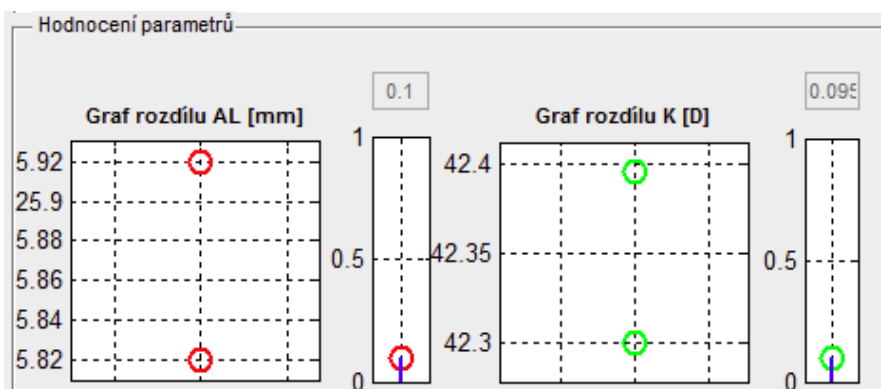
Funkce „*vypocet*“ při kliknutí na tlačítko „*výpočty*“ uloží postupně do proměnných hodnoty z editovatelných polí. V části kódu pod textem je uveden kód, který do proměnné „*a*“ a „*b*“ uloží hodnoty z „*editboxu*“ „*ALopt*“ a „*ALuz*“. Převede text na číslo příkazem „*str2num*“. Do proměnné „*c*“ se uloží rozdíl hodnot z proměnných „*a*“ a „*b*“, příkaz „*abs*“ určí hodnotu v absolutní hodnotě. Příkaz „*set*“ nastaví v „*editboxu*“ „*hodnotarozdiluAL*“ hodnotu z proměnné „*c*“.

```

a = str2num(get(handles.ALOpt,'String'));
b = str2num(get(handles.ALuz,'String'));
c = abs(a - b);
set(handles.hodnotarozdiluAL,'String',c);

```

Část „*hodnocení parametrů*“ obsahuje čtyři grafy. První je graf rozdílu axiální délky oka. Jedná se o grafické znázornění naměřených hodnot axiální délky oka, barevnými kulatými značkami. Jsou-li barvy značek červené, je rozdíl naměřených hodnot axiální délky oka příliš velký (≤ 0.1 mm). Jsou-li značky zelené, je rozdíl vyhovující. V druhém grafu je znázorněna graficky velikost hodnoty rozdílu dvou hodnot axiální délky oka (porovnání hodnot z optické a ultrazvukové biometrie). Je-li barva značky červená, je rozdíl naměřených hodnot axiální délky oka příliš velký (≤ 0.1 mm). Je-li barva značky zelená, je rozdíl vyhovující. Nad grafickým znázorněním je zobrazena hodnota číselně v needitovatelném textovém poli. Třetí je graf rozdílu keratometrie. Jedná se o grafické znázornění naměřených hodnot keratometrie (porovnání průměrné keratometrie), barevnými kulatými značkami. Jsou-li barvy značek červené, je rozdíl naměřených hodnot axiální délky oka příliš velký (≤ 0.5 D). Jsou-li značky zelené, je rozdíl vyhovující. V druhém grafu je znázorněna graficky velikost hodnoty rozdílu průměrných dvou hodnot keratometrie (porovnání hodnot z optické a ultrazvukové biometrie). Je-li barva značky červená, je rozdíl naměřených hodnot keratometrie příliš velký (≤ 0.5 D). Je-li barva značky zelená, je rozdíl vyhovující. Nad grafickým znázorněním je zobrazena hodnota číselně v needitovatelném textovém poli.



Obrázek 26: Blok hodnocení parametrů z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje čtyři grafy a dvě textová pole, pro zobrazení číselné hodnoty rozdílu parametrů

Je-li proměnná „c“ menší nebo rovna hodnotě 0,1, vykoná se posloupnost následujících příkazů. Vykreslí se graf, kde budou graficky znázorněny kruhovou značkou hodnoty proměnné „y1“ a „y2“. Osa x je daná nulovou hodnotou, proto jsou značky na ose x, vždy v nule, mění se pouze hodnoty v ose y. Dále je podmínka pokud je proměnná „a“ menší jak proměnná „b“ proběhne nastavení osy y, podle zadaných parametrů. Jestliže je proměnná „b“ menší provedou se příkazy podle druhé volby. Je-li proměnná „c“ větší než hodnota 0,1, provedou se totožné příkazy s tím rozdílem, že značky budou mít červenou barvu, která znamená, že je rozdíl příliš velký. Je také definované příkazem „zoom on“ možnost přiblížení v grafu.

```

x = 0; y1 = a; y2 = b;

if c <= 0.1
plot(handles.graf3,x, y1,'o',x,y2,'o','MarkerEdgeColor', 'g','MarkerSize', 10, 'LineWidth', 2);
if a < b
    set(handles.graf3,'ylim',[y1-0.1 y2+0.1]);
    zoom on;
else
set(handles.graf3,'ylim',[y2-0.1 y1+0.1]);
zoom on;
end
set(handles.graf3,'XGrid','on','YGrid','on');
zoom on;
else
plot(handles.graf3,x, y1,'o',x,y2,'o','MarkerEdgeColor', 'r','MarkerSize', 10, 'LineWidth', 2);
if a < b
set(handles.graf3,'ylim',[y1-1 y2+1]);
zoom on;
else
set(handles.graf3,'ylim',[y2-1 y1+1]);
zoom on;
end
set(handles.graf3,'XGrid','on','YGrid','on');
zoom on;
end

```

Graf znázornění hodnot rozdílu. Pokud je proměnná „c“ menší nebo rovna hodnotě 0,1, vykreslí se stonkový graf se zelenou vyhovující značkou. Pokud je hodnota větší jak 0,1, vykreslí se značka červenou barvou. Je zde také nastavená mřížka a možnost přiblížení v grafu.

```

if c <= 0.1
stem(handles.graf5,x, c,'o','MarkerEdgeColor', 'g','MarkerSize', 10, 'LineWidth', 2);
set(handles.graf5,'ylim',[0 1]);
set(handles.graf5,'XGrid','on','YGrid','on');
zoom on;
else
stem(handles.graf5,x, c,'o','MarkerEdgeColor', 'r','MarkerSize', 10, 'LineWidth', 2);
set(handles.graf5,'ylim',[0 1]);
set(handles.graf5,'XGrid','on','YGrid','on');
zoom on;
end

```

Část „výpočet“ obsahuje vypočtení hodnot umělé nitrooční čočky pro danou refrakci. Pro nulovou refrakci je zobrazena hodnota uprostřed v části "POWER/REFRACTION", na obrázku 27 je tato pasáž zobrazena v červeném obdelníku. Hodnoty kladné refrakce se zobrazují nad nulovou hodnotou a hodnoty záporné refrakce se zobrazují pod nulovou hodnotou. Parametry pro výpočty se vybírají z typu biometrie, typu vzorce a typu IOL, pro výpočty hodnot umělé čočky. Při prvním výpočtu je vždy přednastavena čočka typu "ZA9003", kterou lze v rozevíracím seznamu změnit na jiný typ čočky.

V rozevřacím seznamu „*biometrie*“, lze vybrat optickou, nebo ultrazvukovou biometrii, ze které program použije hodnoty pro výpočet. V rozevřacím seznamu „*vzorec*“, lze vybrat vzorec, podle kterého se provede výpočet. V rozevřacím seznamu typ IOL, lze vybrat typ čočky, podle kterého se provede výpočet

POWER / REFRACTION	
15	0.8
15.5	0.48
16	0.15
16.23	0
16.5	-0.18
17	-0.52
17.5	-0.86

Obrázek 27: Blok výpočet z programové části okna vyhodnocení. Obsahuje tři rozevřací seznamy pro výběr typu biometrie, vzorce a čočky, pro výpočty. Také obsahuje needitovatelná textová pole s vypočtenými hodnotami

Do proměnné „*kdyz3*“ se uloží proměnná z „*popupmenu*“ vzorec, podle toho, který vzorec uživatel vybere. Pokud vybere vzorec „*SRK-T*“, uloží se do proměnné „*kdyz3*“ hodnota dvě. Dále je určena podmínka „*if*“, jestliže je hodnota „*kdyz3*“ rovna dvěma, provedou se následující příkazy. V proměnné „*kdyz2*“ se uloží hodnota, která je nastavená v „*poupmenu*“ typ IOL. Do proměnné „*optnebouz*“ se uloží nastavená hodnota, podle výběru typu biometrie v „*popupmenu*“ biometrie. Pokud je vybrán první typ čočky „*ZA9003*“, je hodnota „*kdyz2*“ rovna jedné a pokud je zároveň hodnota „*optnebouz*“ rovna dvěma je proměnná „*AA*“ rovna hodnotě 119.10. Proměnná „*AA*“ je konstanta pro výpočet dané umělé nitrooční čočky. V případě výběru vzorce HAIGIS, se hodnota proměnné „*když3*“ rovna hodnotě tři a provedou se podle toho následující příkazy. Po proběhnutí a zjištění všech potřebných parametrů pro výpočet hodnot čoček, následuje složitý vzorec, který si uživatel vybere pro výpočet umělé nitrooční čočky, který je obsáhlý a je uveden v příloze.

```
kdyz3 = get(handles.popupmenu1,'Value');
if kdyz3 == 2
kdyz2 = get(handles.popupmenu3,'Value');
optnebouz = get(handles.vyberprumker,'Value');

if kdyz2 == 1
if optnebouz == 2
AA = 119.12;
elseif optnebouz == 3
AA = 119.10;
end
elseif kdyz2 == 2
AA = 118;
elseif kdyz2 == 3
```

```
AA = 118.40;  
end
```

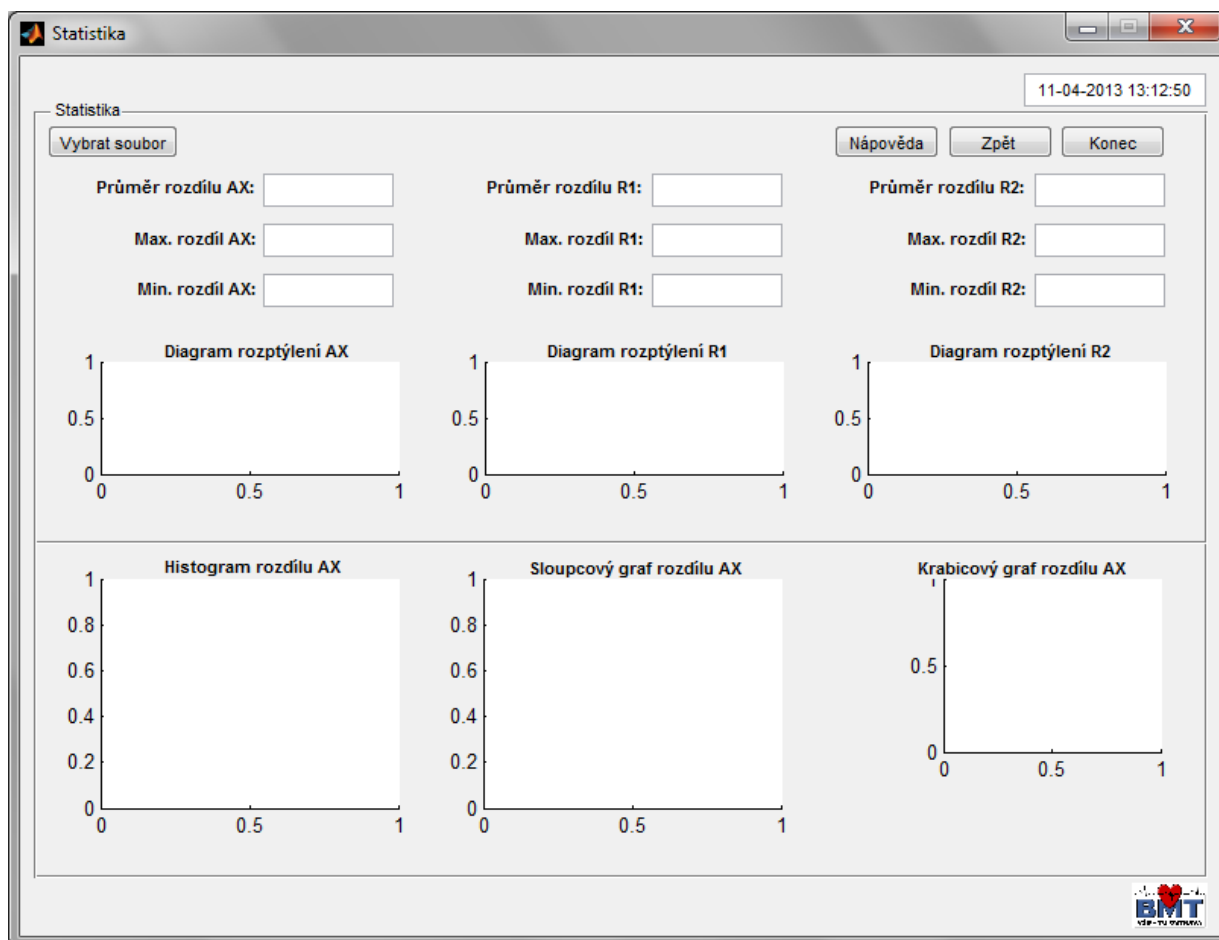
Do proměnné „val“ se zapíše hodnota podle toho, kterou biometrií uživatel vybere. Pokud uživatel vybere v „popupmenu“ optickou biometrií, zapíše se do proměnné „val“ hodnota dva a provedou se příkazy, uvedené pod příkazem „case 2“. Jestliže uživatel zvolí ultrazvukovou biometrií, bude hodnota „val“ tři

a vykonají se příkazy, uvedeny pod příkazem „case 3“.

Pokud bude vybraná optická biometrie, provedou se v bloku „case 2“, následující příkazy. Do proměnné „g“ se uloží hodnota z textového pole „K1opt“ (hodnota K1, kterou zadal uživatel). Před uložením do proměnné dojde k převodu řetězce z ASCII znaků do číselné hodnoty pomocí příkazu „str2num“. To samé se provede pro proměnnou j, do které se uloží hodnota K2. Poté dojde do proměnné „Koptprumer“ k vypočtení průměrné hodnoty keratometrie z proměnných „g“ a „j“. Vypočtená hodnota se uloží do proměnné „KK“. Do proměnné „LL“ se uloží hodnota z textového pole „ALopt“, což je axiální délka oka naměřená na optickém biometru, kterou uživatel zadal.

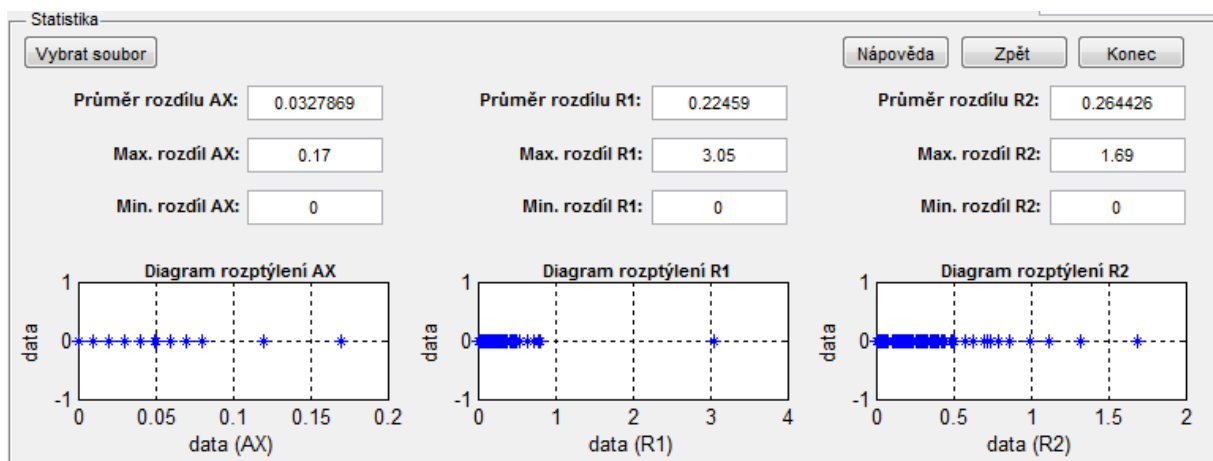
```
val = get(hObject,'Value');  
switch val  
  
case 2  
g = str2num(get(handles.K1opt,'String'));  
j = str2num(get(handles.K2opt,'String'));  
Koptprumer = ((g+j)/2);  
KK = Koptprumer;  
LL = str2num(get(handles.ALopt,'String'));  
case 3  
h = str2num(get(handles.K1uz,'String'));  
k = str2num(get(handles.K2uz,'String'));  
Kuzprumer = ((h+k)/2);  
KK = Kuzprumer;  
LL = str2num(get(handles.ALuz,'String'));  
End
```

Programová část „statistika“ je určena pro statistiku dat, která jsou zapsaná a uložena v příslušném souboru obsahující naměřené parametry. Po výběru dat se zobrazí průměrný rozdíl hodnot, maximální a minimální rozdíl daného parametru. Jedná se o axiální délku oka a hodnoty keratometrie (K1, K2). V druhé části okna jsou znázorněny různé grafy, ve kterých jsou znázorněny hodnoty axiální délky oka.



Obrázek 28: Okna statistika po spuštění a nevybrání souboru

Tato část obsahuje tlačítko „*vybrat soubor*“. Po kliknutí na toto tlačítko dojde k otevření okna pro výběr souboru ve formátu **.xlsx* nebo **.xls* (dokument je přiložen k programu). V této verzi programu je pro výběr vytvořen soubor pod název „*pacienti.xlsx*“, ve kterém jsou již určeny sloupce pro vyplnění údajů a dat pacientů. Na obrázku 20 je znázorněn zápis dat v tomto souboru. Také je v této části programu obsažené tlačítko „*nápověda*“, které po kliknutí otevře dialogové okno nápovědy, tlačítko „*zpět*“, které kliknutím otevře okno „*úvod*“ a zavře okno „*vyhodnocení*“. K ukončení programu dojde stlačením tlačítka „*konec*“. Po výběru souboru dat dojde k určení, průměru, maximálními a minimálnímu rozdílu daného parametru (AX, R1, R2) z daného sloupce ze souboru „*pacienti.xlsx*“. Ve spodní části jsou zobrazeny diagramy rozptýlení axiální délky oka a hodnot keratometrie (R1 a R2). Znázorňuje rozptyl hodnot parametrů z vybraného souboru („*pacienti.xlsx*“). Diagram rozptýlení představuje jednorozměrnou projekci kvantilového grafu do osy x, ukazuje lokální koncentrace dat, indikuje podezřelá a vybočující data. Osa x ukazuje dané hodnoty parametrů a osa y nemá v tomto diagramu význam, je určena v nule. Všechny diagramy umožňují přiblížení dané požadující části.



Obrázek 29: Blok statistika z programové části okna statistika. Zobrazení dat po načtení souboru pacientů.xlsx. Zobrazeny jednotlivé hodnoty a diagramy rozptýlení

Do proměnné „data“ se načtou po vybrání souboru s veškeré hodnoty. Proměnná „prumerAXvyber“ obsahuje hodnoty z načtených dat z třináctého sloupce. K vybrání dat z daného sloupce dojde příkazem „m.data“. Proměnná „AXvypocet“ vypočte průměrnou hodnotu z proměnné „prumerAXvyber“. Příkazem set dojde k nastavení textového pole „prumerAX“ na hodnotu, která obsahuje proměnná „prumerAXvypocet“. Tento cyklus se provede pro axiální délku oka a následně pro keratometrii (R1 a R2). Proměnné xosa0 vytvoří osu, do proměnné „AXvyber“ se přiřadí sloupec dat a příkazem plot se vykreslí diagram rozptýlení. Vykreslení hodnot proběhne znakem hvězdice. Také je nastaveno zapnutí mřížky příkazem „grid“, popis os příkazem „xlabel“ a „ylabel“.

```
prumerAXvyber = m.data(:,13);
prumerAXvypocet = mean(prumerAXvyber);
set(handles.prumerAX,'String',prumerAXvypocet);

maxAXvyber = m.data(:,13);
maxAXvypocet = max(maxAXvyber);
set(handles.maxAX,'String',maxAXvypocet);

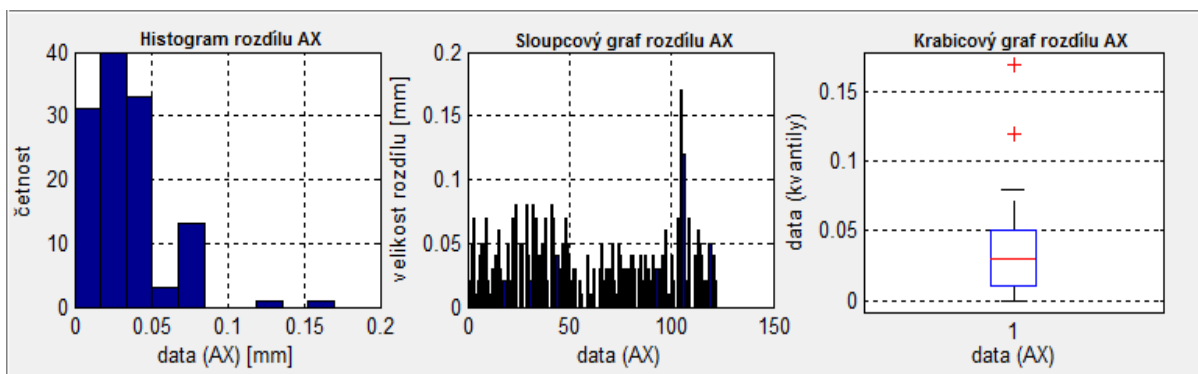
minAXvyber = m.data(:,13);
minAXvypocet = min(minAXvyber);
set(handles.minAX,'String',minAXvypocet);

AXvyber = m.data(:,13);

xosa0=zeros(1,length(AXvyber));
plot(handles.graf1, AXvyber, xosa0, '*');
grid(handles.graf1, 'on');
xlabel(handles.graf1, 'data (AX)');
ylabel(handles.graf1, 'data');
```

Další částí programu je zobrazení grafů pro posouzení dat z hlediska rozdílu axiální délky oka u různých pacientů. Rozdíl axiální délky oka se počítá jako rozdíl hodnoty naměřené na optickém biometru a ultrazvukovém biometru. Hodnota je určena v absolutní hodnotě. Histogram graficky zná-

zobrazuje distribuce dat pomocí sloupcového grafu. Sloupce mají stejnou šířku (0.017mm). Výška daných sloupců vyjadřuje četnost veličiny v daném intervalu. Na ose x jsou hodnoty rozdílu axiální délky oka v mm a na ose y je četnost těchto rozdílu v daném intervalu. Sloupcový graf znázorňuje na ose y velikost rozdílu axiální délky oka a na ose x je zobrazeno pořadí, podle toho v jakém pořadí je pacient zapsán v databázi, vytvořené v MS Excel („*pacienti.xlsx*“). Krabicový graf graficky znázorňuje robustního odhadu polohy (mediánu), posouzení symetrie v okolí kvantilů, posouzení symetrie u konců rozdělení, identifikaci odlehklých dat.



Obrázek 30: Druhá část bloku statistika. Jsou zde zobrazeny tři různé grafy po nahrání dat, pro posouzení rozdílu naměřených axiálních délek očí

Proměnná „AXvyber“ obsahuje sloupec dat rozdílu hodnot axiální délky oka. Příkaz „hist“ vykreslí do okna „graf4“ histogram rozdílu hodnot axiální délky oka. Dále je nastavená mřížka a popis os. Příkazem bar se vykreslí do okna „graf5“ sloupcový graf rozdílu hodnot axiální délky oka. Příkazem „boxplot“ dojde k vykreslení krabicového grafu. Všechny grafy mají možnost přiblížení, příkazem zoom on.

```
AXvyber = m.data(:,13);
hist(handles.graf4, AXvyber);
grid(handles.graf4, 'on');
xlabel(handles.graf4, 'data (AX) [mm]');
ylabel(handles.graf4, 'četnost');
bar(handles.graf5, AXvyber);
boxplot(handles.graf6, AXvyber);
zoom on;
```

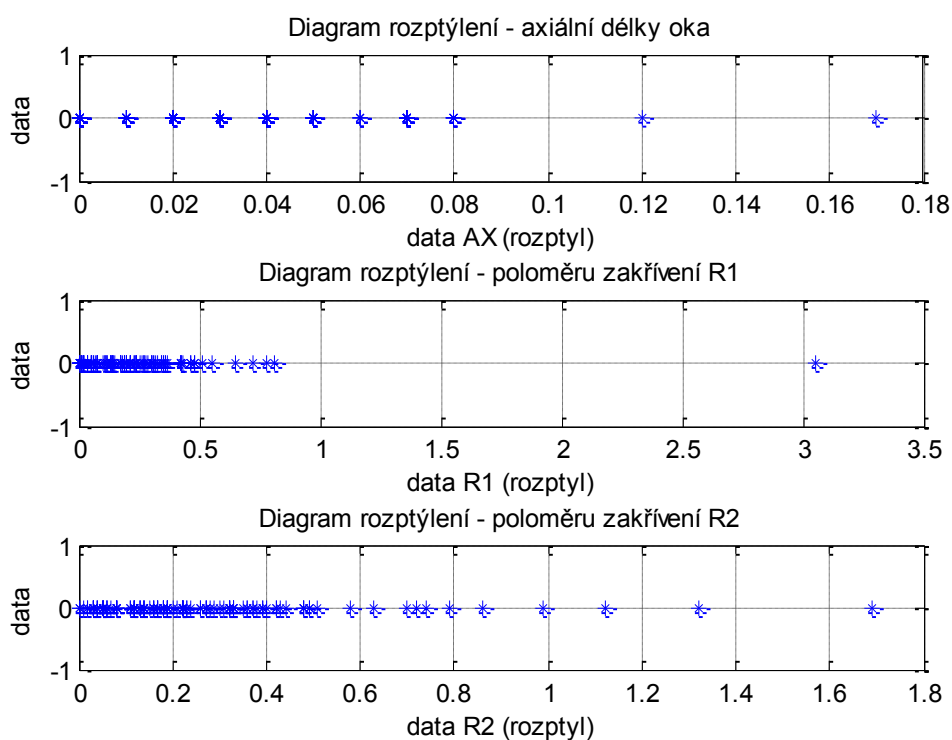

5 Zhodnocení a zhodnocení výsledků

Celkový soubor pacientů tvořilo 52 žen a 33 mužů. U některých pacientů se prováděla operace šedého zákalu u obou očí, u některých pouze jednoho oka. Z celkového počtu 85 pacientů se naměřily parametry u 122 očí. Pacienti prošli standardním vyšetřením ve Fakultní nemocnici Ostrava, před operací šedého zákalu. Měření probíhalo na optické biometrii IOLMaster, měření keratometrie probíhalo na automatickém refraktometru, popřípadě na přístroji Pentacam a ultrazvuková biometrie na přístroji OcuScanTM.

Vždy se braly prvotní naměřené výsledky všeobecnou sestrou a lékařem. Soubor dat nezahrnuje naměřené opravené parametry. V případě velkých rozdílů bylo nahlédnuto do jednotlivých karet pacientů, zda došlo k přeměření.

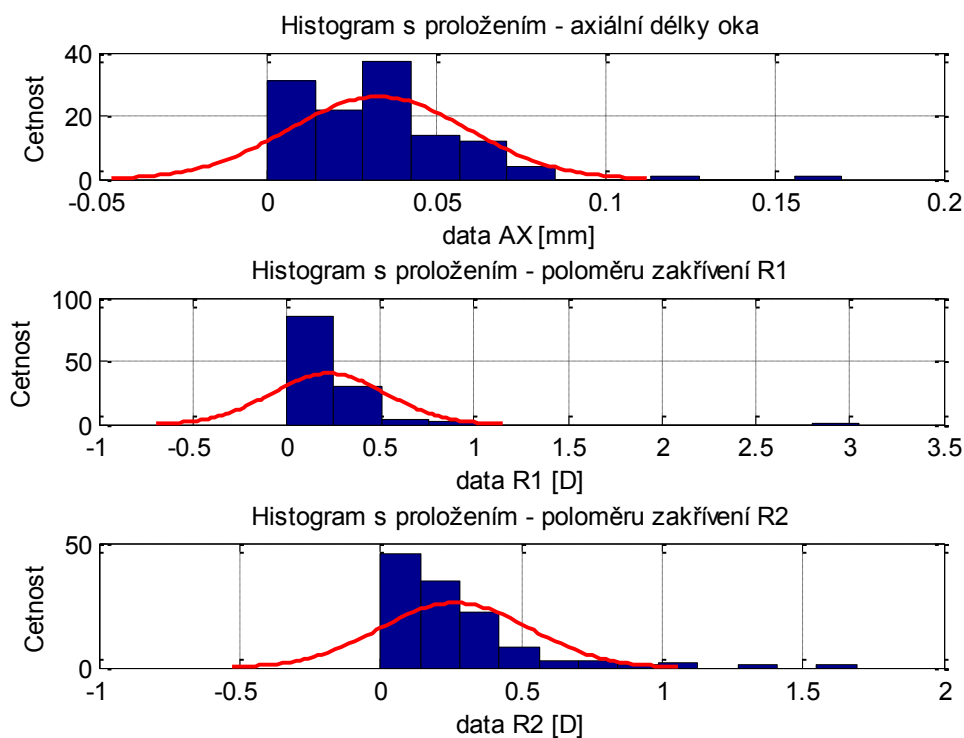
Průměrný rozdíl zakřivení rohovky v meridiánu K1 je 0,22459 D a u meridiánu K2 se jedná o hodnotu 0,26443 D. Průměrná hodnota rozdílu axiální délky oka změřená na optické a ultrazvukové biometrii je 0,03277 mm. Maximální rozdíl byl naměřen u zakřivení rohovky v meridiánu K1 3,05 D a R2 1,69 D. Největší rozdíl axiální délky oka byl 0,17 mm. Počet očí, u kterých došlo k naměření většího rozdílu o 0,5 D v meridiánu K1 je 7 očí, v meridiánu K2 se jednalo o 12 očí a v případě axiální délky oka, kde došlo k naměření většího rozdílu, než 0,1 mm se jednalo o 2 oči. Celkem bylo původně z naměřených 122 očí, špatně naměřených 21 očí, kde muselo dojít k přeměření. Muselo tedy dojít k přeměření na optické biometrii nebo keratometrii, popřípadě na Pentacamu. V případě stálých špatných výsledků může pacient trpět některou z očních nemocí, nebo také větším astigmatismem, kvůli kterému nelze změřit přesně hodnoty na keratometru. Vždy se konzultuje s lékařem jakou zvolit správnou metodu.

Na obrázku 31 jsou diagramy rozptýlení jednotlivých parametrů. Na první diagramu, lze spatřit dva rozdíly naměřených výsledků axiální délky oka, které překračují hodnotu 0,1 mm. Ostatní hodnoty se pohybují pod touto hodnotou. Na dalším diagramu rozptýlení v obrázku 31, lze vidět u jednoho oka, že došlo k naměření rozdílu v meridiánu K1 o více než 3 D. Také, lze vidět několik přesahujících naměřených meridiánu K1, přes rozdíl 0,5 D, většina však je naměřená správně a hodnoty se pohybují pod tímto rozdílem. U třetího diagramu znázorňující naměřené rozdíly meridiánu K2, lze vidět největší počet špatných naměřených hodnot, přesahujících rozdíl 0,5 D.



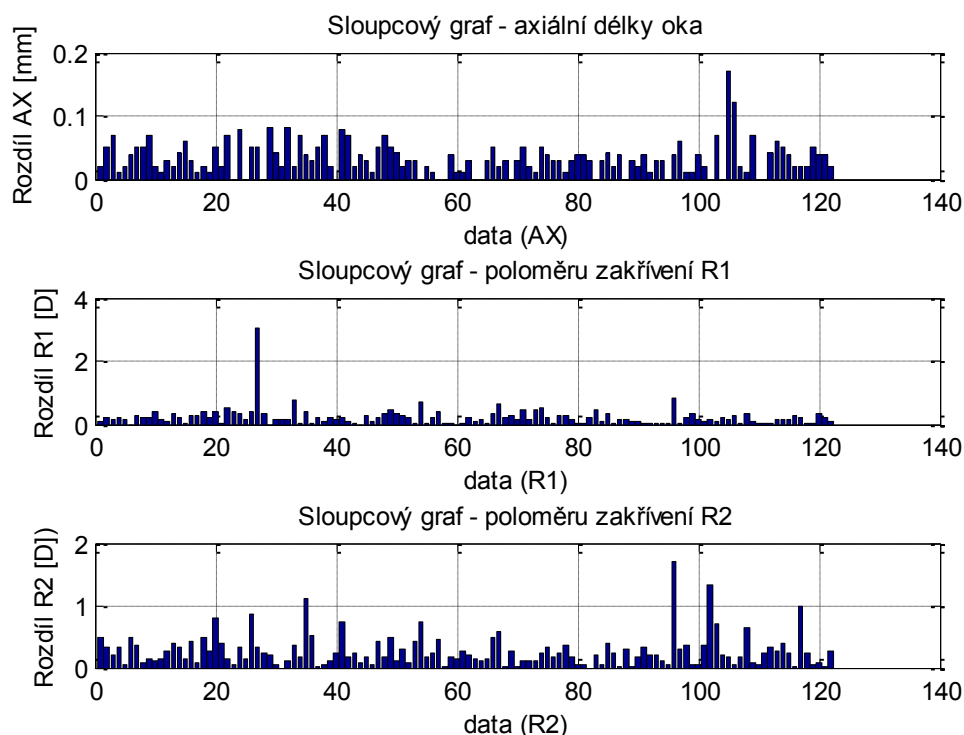
Obrázek 31: Diagramy rozptýlení axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2

Na obrázku 32 jsou histogramy s proloženou křivkou pravděpodobností funkce normálního rozdělení. První histogram znázorňuje sloupce o stejné velikosti a výskyt daných rozdílů axiální délky oka v každém intervalu. Nejvíce rozdílových hodnot se pohybuje v rozmezí od 0,028 mm do 0,042 mm, což je třetí sloupec a vyskytuje se v něm rozdíl od 37 očí. Také, lze vidět dvě vybočující hodnoty rozdílů. Na druhém diagramu je znázorněna četnost meridiánu K1 v intervalech. V intervalu od 0 D do 0,254 D je nejvíce hodnot rozdílů s celkovým počtem 85 očí. Ve třetím diagramu je znázorněna četnost meridiánu K2. V intervalu od 0 D do 0,14 D je nejvíce naměřených rozdílů s počtem 46 očí. Pro posouzení normality je zobrazena Gaussova křivka.



Obrázek 32: Histogram s proložením axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2

Sloupcové grafy jednotlivých parametrů jsou zobrazeny na obrázku 33. Na prvním sloupcovém grafu, jsou zobrazeny jednotlivé rozdíly axiálních délek očí. Na x-ové ose je zobrazeno pořadí, podle toho, v jakém pořadí je pacient zapsán v databázi vytvoření v MS Excel („*pacient.xlsx*“). Na ose y je znázorněna velikost rozdílu. Lze vidět, že jsou dvě oči, které přesahují rozdílovou hodnotu 0,1 mm. Na druhém sloupcovém grafu pro poloměr zakřivení R1, lze vidět oko, které přesahuje rozdíl o 3 D a ve třetím grafu poloměru zakřivení R2 je vidět, několik přesahujících hodnot 0,5 D.



Obrázek 33: Sloupkový graf axiální délky oka, poloměru zakřivení R1 a poloměru zakřivení R2

5.1 Srovnání s jinými zdravotními středisky

Bylo osloveno několik jiných nemocnic z České republiky strukturovaným e-mailem s požadavkem popisu postupu měření axiální délky oka. E-mail obsahoval otázky týkající se způsobu měření axiální délky oka, způsobu měření zakřivení rohovky, zda měří axiální délku oka na optické a ultrazvukové biometrii, nebo pouze pomocí jedné metody. Otázky se také týkaly ohledně toho, kdo měření provádí, zda měří pacienti lékař, všeobecná sestra nebo biomedicínský technik.

Z takto oslovených nemocnic byly získané informace, týkající se postupu měření a také informace o tom, kdo měření provádí. Celkem se podařilo získat informace od deseti nemocnic. Nejvíce rozšířeným postupem je měření axiální délky oka na optické biometrii, zároveň s měřením zakřivení rohovky na stejném přístroji a pro ověření zvláště na keratometru. V případě velkých rozdílů, změřených na obou přístrojích se provádí topografická mapa rohovky na dalším přístroji. Většinou se jedná o přístroj Pentacam. V případě, kdy se paprsek z optické biometrie neodrazí od zadního segmentu oka ke zpětnému vyhodnocení, přichází na řadu ultrazvuková biometrie místo optické, tj. v případě hodně silné katarakty, popřípadě hemoftalmu. Ve třech nemocnicích probíhá vyšetření pouze lékařem, u dalších provádí vyšetření buď všeobecná sestra, nebo biomedicínský technik. Takto probíhá vyšetření u pěti z deseti nemocnic.

U třech nemocnic probíhá vyšetření pouze ultrazvukovou biometrií, kde vyšetření provádí pouze lékař. Aby mohlo dojít k výpočtu hodnot umělé nitrooční čočky, měří se také zakřivení rohovky pacienta na keratometru. Tyto hodnoty se následně zadávají do přístroje provádějící ultrazvukovou biometrii k vypočtení hodnot IOL. V případě většího astigmatismu probíhá měření na topografu. Ne-

mocnice, které měří axiální délku oka pouze na ultrazvukovém biometru se vyjádřili tak, že uvažují v nejbližší době o zavedení optického biometru., které přináší jistou míru výhod.

Ve dvou případech dochází k měření na optické i ultrazvukovém biometru všech pacientů. To znamená, že se pacient podrobí nejdříve vyšetření na optické biometrii, poté dojde k změření zakřivení rohovky zvlášť na dalším přístroji a následně dojde k vyšetření ještě na ultrazvukovém biometru. V případě špatného změření keratometrie se přechází na změření topografie rohovky. Naměřené výsledky z optické, ultrazvukové biometrie a keratometrie se následně porovnávají.

V jednom případě se provádí vyšetření s použitím automatického keratometru, pomocí kterého se měří zakřivení rohovky. Naměřené hodnoty z keratometru jsou nutné pro výpočet umělé nitrooční čočky a tyto naměřené hodnoty se dosazují do ultrazvukového biometru, pomocí kterého se měří axiální délka oka. U prémiových čoček (multifokální, torické) se odesílají pacienti na měření optickou biometrií a také na topografii rohovky. Výsledky obou měření se následně porovnávají.

Vyšetření na ultrazvukové biometrii probíhá ve všech oslovených nemocnicích kontaktní metodou. Měřicí sonda se tedy přiloží na rohovku oka. Pacientovi se do oka nakapou anestetické kapky pro znecitlivění. Pro pacienta je ultrazvuková biometrie více zatěžující a méně příjemná, než optická biometrie. Měření vyžaduje také jistou zkušenost a šetrnost. Pro výpočet je nutné, před měřením axiální délky oka, dosadit hodnoty zakřivení rohovky na keratometru. V případě špatného změření zakřivení rohovky se používá rohovková mapa, pro zmapování zakřivení rohovky. Optická biometrie je pro pacienta méně zatěžující a také příjemnější. Navíc si přístroj měří sám zakřivení rohovky a hodnoty lze porovnat s naměřenými hodnotami na keratometru.

6 Návrh metodiky měření

Ve Fakultní Nemocnici Ostrava, probíhá měření axiální délky oka na obou typech biometrie u všech pacientů. Nejdříve dojde ke změření očního a krevního tlaku. Následně dojde k měření na přístroji IOLMaster. Nejdříve se změří axiální délka oka, keratometrie a hloubka přední komory. Poté se vypočítají hodnoty umělé nitrooční čočky podle zvoleného vzorce a dojde k vytištění těchto výsledků. Pacient následně přejde do jiné místnosti, kde dojde k naměření keratometrie na jiném přístroji, než na IOLMasteru. Následně po naměření přejde zpět do čekárny a čeká na výzvu k příchodu do vyšetřovny s lékařem. Lékař vyšetří přední segment oka pacienta šterbinovou lampou, vyzkouší vizus bez korekce i s korekcí a posoudí, zda jsou rozdíly v naměřených keratometrech vyhovující, nebo ne. Je-li rozdíl minimální, přejde se k naměření axiální délky oka na ultrazvukovém biometru, kde hodnoty zakřivení rohovky se zadávají z keratometru. V případě rozdílu keratometrie o 0,5 D pacient podstupuje znovu vyšetření na keratometru nebo IOLMasteru. V případě, že hodnoty keratometrie jsou stále hodně odlišné a jsou problémy keratometrii změřit, přechází se ke změření rohovkové mapy na přístroji Pentacam. Poté probíhá konzultace s lékařem a chirurg se rozhoduje podle naměřených výsledků, kterou umělou nitrooční čočku bude do oka implantovat. Měření na bezkontaktních přístrojích provádí všeobecná sestra. Měření na ultrazvukové biometrii provádí lékař.

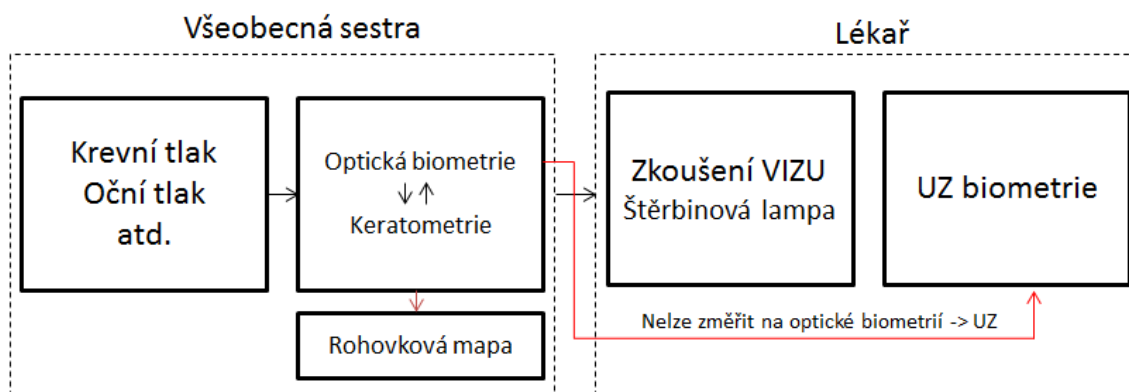
Návrhem řešení měření je, aby pacient z čekárny přišel do místnosti, kde by došlo k změření očního a krevního tlaku. Poté by došlo k měření axiální délky oka a ostatních parametrů na přístroji optické biometrie IOLMaster. Následně by se změřila keratometrie zvlášť na jiném přístroji (např. ARM). Po naměření by došlo ihned k porovnání hodnot keratometrie a v případě větších rozdílů by se měření opakovalo. Pokud by naměřené hodnoty byly stále velkého rozdílu, přešlo by se na měření rohovkové mapy na Pentacamu. Následně by pacient přešel s naměřenými výsledky k lékaři, který by posoudil správnost naměřených výsledků, vyšetřil oční pozadí a vyzkoušel vizus.

V případě, že by nešla naměřit axiální délka oka optickou biometrií z důvodu, velmi pokročilé katarakty, zákalu zadního kortexu čočky, patologie rohovky apod., přišla by na řadu ultrazvuková biometrie, kterou by měřil lékař. Také v případě nejistých výsledků by se přistoupilo k použití ultrazvukové biometrie.

Takto navržené měření se již obdobně v některých zdravotnických střediscích, podle zjištěných údajů praktikují. Pro pacienta je přínosnější z důvodu komfortnějšího a více šetrnějšího vyšetření.

Měření na bezkontaktní optické biometrii a keratometrii by zvládl po správném zaškolení a zaučení i biomedicínský technik. Nedochozí zde ke kontaktu s pacientem. V jedné z oslovených nemocnic toto vyšetření již technik provádí. Vyšetření na ultrazvukové biometrii, však nemůže provádět někdo jiný než lékař. Je to z důvodu hrozícího poškození rohovky nesprávným použitím sondy na rohovku.

Naměřené výsledky axiální délky oka a keratometrie, lze zhodnotit ve vytvořeném softwaru. V případě, že by software vyhodnotil rozdíl některého parametru jako nevyhovující, došlo by k přeměření těchto parametrů na určitých přístrojích. V případě vyhovujících výsledků, lze dopočítat hodnotu umělé nitrooční čočky pomocí vytvořené kalkulačky. Všechny parametry je možnost uložit do souboru pro pozdější editaci. Jednotlivé pacienty, lze ukládat do vytvořené databáze pro pozdější analýzu, která se vykonává v druhé části programu.



Obrázek 34: Diagram navržené metodiky měření. Červenou šipkou jsou zaznačeny procedury v případě problému naměření, některého z parametrů na daném přístroji

7 Závěr

Ze souboru 122 očí bylo zjištěno 21 prvotních špatně naměřených parametrů, které se musely znovu přeměřit pro správnost cíleného výsledků.

Hodnotil se rozdíl prvotního měření parametrů všeobecnou sestrou a lékařem. Byly zjištěné minimální rozdíly u naměřených axiálních délek očí. Pouze ve dvou případech převyšovala hodnota rozdílu 0,1 mm. Je patrné, že měřením na optické a ultrazvukové biometrii, dochází k naměření velice podobným výsledkům. Průměrná hodnota rozdílu axiálních délek oka je 0,03277 mm. Větší rozdíly byly zaznamenány u jednotlivých meridiánů, při měření zakřivení rohovky na keratometrii. Celkově bylo ze 122 očí zjištěno 12 větších rozdílů, než 0,5 D u meridiánu R2 a 7 u meridiánu R1. U všech takto hodně rozdílně naměřených očí proběhlo dodatečné opravující měření, buď všeobecnou sestrou, nebo lékařem. U některých pacientů muselo dojít k vyšetření na Pentacamu.

V této práci se nehodnotil předoperační a pooperační vizus. Bylo to z důvodu toho, že pacienti nechodí na oční kliniku, kde probíhá předoperační vyšetření na kontrolu po operaci, většinou chodí ke svému obvodnímu lékaři nebo jinému očnímu lékaři. Nebylo zjištěné, nakolik bylo měření správné, z důvodu toho, že měření mohlo provést špatně více lidí najednou, na více přístrojích.

Návrhem řešení je měření na optické biometrii, keratometrii a porovnání naměřených hodnot hned po zobrazení výsledků měření. Při velkém rozdílu by došlo k přeměření a v případě nevyhovujících výsledků, by se přešlo na měření na jiném přístroji např. Pentacamu. Měření by mohl, kromě všeobecné sestry, také vykonávat člověk se zdravotnickým vzděláním např. biomedicínský technik. Záleží však na správném zaškolení a nacvičení měření. Měření na ultrazvukové biometrii by probíhalo pouze při nejistých výsledcích naměřených na optické biometrii a také v případě, pokud by nešla z důvodu určité nemoci změřit axiální délka oka na optické biometrii. Z důvodu omezení měření na ultrazvukové biometrii, kterou měří vždy lékař, může dojít k ušetření času lékaře pro jinou činnost a ušetření financí oční kliniky. Pro pacienty by znamenalo omezení měření na ultrazvukové biometrii snížení předoperační zátěže, zmenšení stresu při vyšetřování a také by mohlo dojít u některých pacientů ke zlepšení spolupráce při vyšetřeních.

Software vytvořený pro oční kliniku může fungovat pro posouzení správnosti měření a pro analýzu dat naměřených a uložených v příslušném dokumentu. Analýza dat je důležitá pro posouzení naměřených parametrů a vyhodnocení, zda je potřebné měřit axiální délku oka pomocí obou metod. Pomocí této analýzy se zjišťuje, zda je nutné měřit axiální délku oka ultrazvukovou biometrií. Analyzovaný vzorec obsahoval celkově 122 očí, v budoucnu je však tento soubor parametrů možnost rozšířit o další pacienty a získat tak statistiku z většího počtu naměřených parametrů. Také lze vypočítat ze zadaných naměřených parametrů hodnotu umělé nitrooční čočky. U softwaru by mohlo dojít k vylepšení rozšíření výběrů vzorců pro výpočet umělé nitrooční čočky, také by mohla být dokonalejší databáze pacientů, kde by veškerí pacienti byli uloženi v jedné databázi s veškerými údaji a také by software mohl automaticky určit, podle kterého vzorce a typu čočky je výsledek výpočtu nejbližší ideální hodnotě umělé čočky.

8 Literatura

- [1] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 978-802-4711-638.
- [2] KRAUS, Hanuš. *Kompendium očního lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 341 s. ISBN 80-716-9079-1.
- [3] ANTON, Milan. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přeprac. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 80-701-3402-X.
- [4] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
- [5] SYNEK, Svatopluk, SKORKOVSKÁ, Šárka. *Fyziologie oka a vidění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 93 s., [8] s. obr. příl. ISBN 80-247-0786-1.
- [6] KOHNEN, Thomas. *Modern cataract surgery*. New York: Karger, c2002, viii, 244 p. Developments in ophthalmology, v. 34. ISBN 38-055-7364-2.
- [7] Optické principy počítačových skenovacích a jiných metod užívaných v oftalmologii. *Lékařská fakulta Masarykovy univerzity* [online]. 2002 [cit. 2012-11-16]. Dostupné z: <<http://www.med.muni.cz/ocnipek/aplikoptII.ppt>>
- [8] B-Scan Ocular Ultrasound. *Diseases & Conditions - Medscape Reference* [online]. 2012 [cit. 2012-11-16]. Dostupné z: <<http://emedicine.medscape.com/article/1228865-overview#showall>>
- [9] A-Scan Biometry. *Diseases & Conditions - Medscape Reference* [online]. 2012 [cit. 2012-11-16]. Dostupné z: <<http://emedicine.medscape.com/article/1228447-overview#showall>>
- [10] HRAZDIRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie. *Lékařská fakulta Masarykovy univerzity* [online]. 2008 [cit. 2012-11-16]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf>
- [11] *Srovnání metod optické a ultrazvukové biometrie* [online]. Brno, 2011 [cit. 2012-11-16]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/214899/lf_m/srovnani_metod_opticke_a_ultrazvukove_biometrie.pdf>. Diplomová. Masaryková univerzita v Brně
- [12] VOŠICKÝ, Zdeněk, LANK, Vladimír, VONDRA, Miroslav. *Matematika a fyzika*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Fragment s.r.o., 2007, 328 s. ISBN 978-80-253-2.
- [13] Byrne SF. A-Scan Axial Eye Length Measurements: A Handbook for IOL Calculations. *Mars Hill, NC*.: Grove Park Publishers;1995.

- [14] Dr.Agarwal. *Dr.Agarwal Eye Hospitals: Eye hospitals in india|best Eye Hospitals in Bangalore| Chennai|Andhra|Jaipur |Secundrabad|Madurai|Dilsukhnagar|Kukatpally|Cuttack|Major Eye Centre of the World* [online]. 2012 [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <http://www.dragarwal.com/bio_medical/IOL_master.php>
- [15] Alcon® OcuScan® RxP Ophthalmic Ultrasound System | Ophthalmic ultrasound. *Machinery, equipment and tools directory* [online]. 2011 [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <<http://www.toreuse.com/alcon%C2%AE-ocuscan%C2%AE-rxp-ophthalmic-ultrasound-system/>>
- [16] KOLARČÍK, Lukáš, RESTOVÁ, Veronika. *Optika a refrakce* [prezentace]. 2010.
- [17] CELÁRKOVÁ, Dominika, NĚMČANSKÝ, Jan. *Zákaly cocky* [prezentace]. 2007.

9 Obsah CD

Bakalářská práce obsahuje 2 složky s následujícími soubory.

1.) Software pro vyhodnocení výsledků, výpočet umělé IOL čočky a statistiku naměřených dat

- Databázi „pacienti.xlsx“ vytvořená v MS Excel
- GUI okna ve formátu .fig
- Zdrojové kódy ve formátu .m
- Textové soubory ve formátu .txt
- Obrázek ve formátu .png

2.) Bakalářská práce

- Bakalářská práce „Srovnání optických a ultrazvukových biometrických metod pro účely výběru nitrooční čočky“, ve formátu .pdf